



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**VARIAÇÃO DA TEMPERATURA DURANTE A
FOTOPOLIMERIZAÇÃO DE NOVAS RESINAS *BULK-FILL***

Trabalho submetido por
Maria Inês Tavares Martins
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

outubro de 2016



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**VARIAÇÃO DA TEMPERATURA DURANTE A
FOTOPOLIMERIZAÇÃO DE NOVAS RESINAS *BULK-FILL***

Trabalho submetido por

Maria Inês Tavares Martins

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof.^a. Doutora Ana Cristina Mano Azul

outubro de 2016

“O sucesso, tal como a felicidade, não pode ser perseguido; deve acontecer como se fosse um efeito secundário da dedicação pessoal de alguém a uma causa maior do que o próprio.”

—Viktor Frankl

AGRADECIMENTOS

À Professora Doutora Ana Azul, por quem tenho grande admiração e estima, pela orientação deste trabalho de projeto final; por ter acreditado e me confiado este desafio, por toda a dedicação, apoio, constantes *brainstormings* motivadores e sempre pronta disponibilidade, tornando possível alcançar com sucesso todos os objetivos e metas traçados.

Ao Professor Doutor Rui Igreja, Professor Auxiliar do Departamento de Ciências dos Materiais na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa e *Full Member* do Laboratório Associado de Investigação CENIMAT|I3N em Nanoestruturas, Nanomodelação e Nanofabricação na mesma instituição, pela amabilidade, essencial orientação laboratorial e disponibilidade de recursos materiais e tecnológicos indispensáveis para a concretização do protocolo experimental.

Ao Professor Doutor António de Sousa, pela amável cedência de um compressor.

Ao Professor Doutor Luís Proença, pelo apoio no domínio estatístico e pela simpatia com que sempre me recebeu.

Ao Professor Doutor Mário Polido, pela orientação no Laboratório de Materiais Dentários do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz (ISCSEM).

A todos os docentes do ISCSEM que contribuíram para a minha formação, agradeço a transmissão de conhecimentos que esteve sempre pautada pela qualidade e excelência.

À Direção Clínica, ao Corpo Docente e à restante Equipa da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz, pela preponderante influência em todas as etapas do meu percurso de aprendizagem.

À Kerr, representada pela Doutora Anabela Carreiro, pela disponibilidade, confiança e simpatia, cujo patrocínio com cápsulas unidose de resina SonicFill™2 e correspondente peça de mão para a sua aplicação permitiu concretizar este trabalho.

Aos meus pais e familiares, pela dedicação, motivação e apoio incondicionais.

À minha parceira de Box, Ana Teresa Lucas, companhia essencial nos dois exigentes anos de Clínica Integrada.

Aos colegas que tive o prazer de conhecer no ISCSEM e no Laboratório do CENIMAT, alguns agora grandes amigos, pela troca de experiências, espírito de entreajuda, cooperação e pelos momentos bem passados que deram um sentido especial a esta jornada.

A todos, um sincero obrigado!

RESUMO

Objetivo: Avaliar a variação de temperatura de diferentes resinas compostas *Bulk-Fill* quando submetidas a fotopolimerização.

Materiais e Métodos: Foram analisados dois tipos de resinas compostas *Bulk-Fill* (cor A3), Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE, St.Paul, MN, USA) (FBF) e SonicFill™2 (Kerr Corporation, Orange, CA, USA) (SF), e criados três grupos para cada resina estudada (n=10), num total de 60 espécimes de acordo com o substrato para a fotopolimerização: G1: Espessura de resina recomendada pelo respetivo fabricante; G2: Espessura de resina recomendada pelo respetivo fabricante + substrato dentinário (1,0mm de espessura); e G3: Espessura de resina recomendada pelo respetivo fabricante + substrato dentinário (2,0mm de espessura). A resina foi fotopolimerizada com uma fonte de LED de alta intensidade (Elipar™ DeepCure-S, 3M™ESPE, St.Paul, MN, USA) (1470mW/cm² (-10%/+20%)). Realizou-se a análise estatística da variação da temperatura mediante o teste ANOVA *two-way* com *design* misto, e o teste *post-hoc* de Tukey para um nível de significância de 5%.

Resultados: Os dois tipos de resinas *Bulk-Fill* estudados apresentaram diferenças de comportamento ao longo dos intervalos considerados. Ao longo do tempo de fotopolimerização observou-se um aumento de temperatura em ambas as resinas, mas mais pronunciado na FBF. No Intervalo de Pré-Fotopolimerização observou-se um aumento de temperatura na resina SF e um decréscimo na resina FBF. Relativamente à análise entre os grupos da FBF, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p>0,05$), contrariamente à resina SF, que apresentou diferenças significativas entre G1 e G2 ($p=0,043$) e G1 e G3 ($p=0,015$) mas não entre G2 e G3 ($p>0,05$).

Conclusões: A fotopolimerização conduziu a uma reação exotérmica que registou um aumento da temperatura em todos os espécimes estudados. Dependendo do tipo de resina *Bulk-Fill* estudado, um remanescente dentinário com espessura igual ou superior a 1mm pode minimizar as variações térmicas.

Palavras-Chave: Resinas *Bulk-Fill*; Variação da temperatura; Temperatura pulpar; Fotopolimerização.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the temperature rise during polymerization of different Bulk-Fill composites.

Materials and Methods: Two Bulk-Fill composites were selected (shade A3), Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE, St.Paul, MN, USA) (FBF) and SonicFill™2 (Kerr Corporation, Orange, CA, USA) (SF). Each composite was divided in three groups (n=10), in a total of 60 specimens, in accordance with the substrate for photopolymerization: G1: Composite thickness recommended by the manufacturer; G2: Composite thickness recommended by the manufacturer + dentin layer (1,0mm thickness); and G3: Composite thickness recommended by the manufacturer + dentin layer (2,0mm thickness). Resin specimens were light cured with an high intensity LED (Elipar™ DeepCure-S, 3M™ESPE, St.Paul, MN, USA) (1470mW/cm² (-10%/+20%)). Data were statistically analysed according *two-way* mixed ANOVA, with *post-hoc* Tukey test. The significance level was set at 5%.

Results: The two Bulk-Fill resin composites studied showed differences during time intervals. Time factor during photopolimerization interval induced temperature rise in both resins, although this variation was strongly marked in FBF composite. Pre-photopolymerization interval showed a temperature rise for SF and a decreasing for FBF. Concerning FBF resin, there was no statistically significant difference between groups ($p>0,05$). SF showed a statistically significant difference between G1/G2 ($p=0,043$) and G1/G3 ($p=0,015$), but not between G2/G3 ($p>0,05$).

Conclusions: Photopolymerization induced a temperature rise in all of the specimens tested. Depending on the type of resin studied, a dentin thickness with 1mm or above may ensure pulp protection against thermal variation.

Key-Words: Bulk-Fill composites; Temperature rise; Pulpal temperature; Light curing.

ÍNDICE GERAL

ÍNDICE DE FIGURAS	7
ÍNDICE DE TABELAS	11
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	13
I. INTRODUÇÃO	15
I.1. As Resinas <i>Bulk-Fill</i> : O Estado da Arte.....	18
I.1.1. Técnica Incremental <i>versus</i> Técnica de Preenchimento em Bloco (“ <i>Bulk-Fill</i> ”)	20
I.1.2. Apresentação Geral das Resinas <i>Bulk-Fill</i> em estudo	24
I.1.2.1. Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE)	24
I.1.2.2. SonicFill™2 (Kerr)	25
I.2. O Fenómeno da Fotopolimerização	26
I.2.1. A Fotopolimerização das Resinas <i>Bulk-Fill</i>	31
I.2.2. Fotopolimerizadores de LED de Alta Intensidade.....	32
I.3. Considerações Biológicas sobre o Efeito da Temperatura no Equilíbrio do Complexo Pulpo-Dentinário.....	33
II. OBJETIVO DO ESTUDO	41
III. HIPÓTESES DE ESTUDO	41
IV. MATERIAIS E MÉTODOS	43
IV.1. Tipo de Estudo	43
IV.2. Aprovação do Estudo	43
IV.3. Local da realização do Estudo Laboratorial	43
IV.4. Desenho Experimental	44
IV.4.1. Descrição da Amostra	44
IV.4.2. Obtenção dos Espécimes Dentinários.....	44
IV.4.3. Moldes Experimentais	46
IV.4.4. Materiais utilizados no Estudo Laboratorial	48
IV.4.4.1. Resinas <i>Bulk-Fill</i>	48

IV.4.4.2. Fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-S (3M™ESPE)	49
IV.4.4.3. Apresentação Geral do Circuito Experimental	50
IV.5. Grupos de Estudo	51
IV.6. Protocolo Experimental da Avaliação da Variação da Temperatura	52
IV.6.1. Procedimento de Manipulação da Resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE)	53
IV.6.2. Procedimento de Manipulação da Resina SonicFill™2 (Kerr)	54
IV.6.3. Procedimento de Fotopolimerização dos Espécimes de Resinas <i>Bulk-Fill</i>	56
V. RESULTADOS	61
V.1. Análise Descritiva e Inferencial da Variação da Temperatura para a Resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE)	62
V.2. Análise Descritiva e Inferencial da Variação da Temperatura para a Resina SonicFill™2 (Kerr)	64
V.3. Análise Inferencial da Variação da Temperatura para as Resinas Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE) e SonicFill™2 (Kerr)	66
VI. DISCUSSÃO	69
VI.1. Seleção dos Materiais.....	69
VI.2. Seleção da Metodologia Laboratorial	70
VI.3. Análise da Variação da Temperatura	73
VI.4. Limitações do Estudo	82
VI.5. Perspetivas Futuras.....	84
VII. CONCLUSÕES	85
VIII. BIBLIOGRAFIA.....	87
IX. ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1</i> – Evolução das resinas compostas desde a sua introdução até meados do ano 2010 (Ferracane, 2011).	15
<i>Figura 2</i> – Representação esquemática da técnica incremental de restauração com resina composta convencional proposta por Hirata <i>et al.</i> (2015).	21
<i>Figura 3</i> – Representação esquemática da técnica de preenchimento cavitário com resina composta <i>Bulk-Fill</i> de consistência <i>regular</i> (Hirata <i>et al.</i> , 2015).	22
<i>Figura 4</i> – Representação esquemática da técnica de preenchimento cavitário com resina composta <i>Bulk-Fill</i> de consistência <i>flowable</i> (base/ <i>liner</i>) e <i>regular</i> (face oclusal) (Hirata <i>et al.</i> , 2015).	23
<i>Figura 5</i> – Representação esquemática das propriedades conhecidas, extrínsecas e intrínsecas ao material restaurador, responsáveis por influenciar a eficiência da reação de fotopolimerização (Adaptado de Leprince <i>et al.</i> , 2013).	27
<i>Figura 6</i> – Esquema representativo de três das quatro etapas da reação de fotopolimerização das resinas compostas (Adaptado de Leprince <i>et al.</i> , 2013).	29
<i>Figura 7</i> – Dente fixado longitudinalmente com cera colante.	44
<i>Figura 8</i> – Micrótomo de tecidos duros (Accutom-50®, Stuers A/S, Ballerup, Denmark).	44
<i>Figura 9</i> – Dente posicionado no micrótomo de tecidos duros, após secção da espessura de esmalte da zona cuspídea, com exposição da dentina média.	45
<i>Figura 10</i> – Exemplo de remanescente coronário fixado com cera colante no suporte de acrílico para a realização dos multicortes.	45
<i>Figura 11</i> – Exemplos das secções dentinárias obtidas.	45
<i>Figura 12</i> – Exemplo do disco de dentina resultante de polimento fino.	46
<i>Figura 13</i> – Meio de conservação em água destilada dos discos de dentina com 1 mm e 2 mm.	46
<i>Figura 14</i> – Representação esquemática dos moldes experimentais para o Grupo 1 de cada resina, com um orifício central de profundidade de acordo com a indicação dos respetivos fabricantes para classes I de Black.	47
<i>Figura 15</i> – Representação esquemática dos orifícios de um molde experimental.	47

<i>Figura 16</i> – Termopar principal posicionado na base do orifício do molde experimental.	47
<i>Figura 17</i> – Meios de fixação do termopar principal.	48
<i>Figura 18</i> – Seringa de resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE) – Cor A3.	49
<i>Figura 19</i> – Resina SonicFill™2 (Kerr) – Cor A3.	49
<i>Figura 20</i> – Fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-S (3M™ESPE).	50
<i>Figura 21</i> – Representação geral do circuito experimental.	50
<i>Figura 22</i> – Exemplo de um termopar Tipo K (LABFACILITY Z2-K-1M).	51
<i>Figura 23</i> – Diagrama representativo dos grupos experimentais considerados no estudo.	51
<i>Figura 24</i> – Placa Térmica Isotemp® (Fisher Scientific).	52
<i>Figura 25</i> – Pasta térmica.	52
<i>Figura 26</i> – Molde colocado sobre a bandeja da placa térmica com a base envolvida em pasta térmica.	52
<i>Figura 27</i> – Colocação de disco de dentina de espessura respectiva (1 ou 2 mm).	53
<i>Figura 28</i> – Manipulação da resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE).	53
<i>Figura 29</i> – Calibração manual da pressão do compressor para um valor equivalente ao valor de pressão motriz ideal recomendado pelo fabricante.	54
<i>Figura 30</i> – Colocação de uma cápsula unidose SonicFill™2 (Kerr) na peça de mão KaVo MULTIflex.	55
<i>Figura 31</i> – Configuração da velocidade 3 para dispensa do material restaurador, na peça de mão KaVo MULTIflex.	55
<i>Figura 32</i> – Peça de mão KaVo MULTIflex acoplada ao adaptador do compressor, com a cápsula unidose instalada e com velocidade regulada.	56
<i>Figura 33</i> – Manipulação da resina SonicFill™2 (Kerr).	56
<i>Figura 34</i> – Fotopolimerizador carregado.	57
<i>Figura 35</i> – Avaliação da intensidade da fonte de luz no radiômetro incorporado na base do fotopolimerizador.	57

<i>Figura 36</i> – Programação dos tempos de fotopolimerização de acordo com os respetivos fabricantes.	57
<i>Figura 37</i> – Colocação de matriz de acetato (Stripmat®, POLYDENTIA ^{SA} , Mezzovico, Switzerland).	58
<i>Figura 38</i> – Fotopolimerização dos espécimes com cabo emissor de luz sobre a matriz de acetato.	58
<i>Figura 39</i> – Representação do protocolo de fotopolimerização dos espécimes dos Grupos 1, 2 e 3.	59
<i>Figura 40</i> – Perfil da variação da temperatura média (°C) registada em função do tempo (segundos) da resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE).	63
<i>Figura 41</i> – Distribuição dos valores médios de temperatura (°C) em função dos Intervalos Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização, para os Grupos 1, 2 e 3 da resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE).	63
<i>Figura 42</i> – Perfil da variação da temperatura média (°C) registada em função do tempo (segundos) da resina SonicFill™2 (Kerr).	65
<i>Figura 43</i> – Distribuição dos valores médios de temperatura (°C) em função dos Intervalos Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização, para os Grupos 1, 2 e 3 da resina SonicFill™2 (Kerr).	65
<i>Figura 44</i> – Distribuição dos valores médios de temperatura (°C) em função dos Intervalos Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização, para o Grupo 1 de cada resina Bulk-Fill.	66
<i>Figura 45</i> – Distribuição dos valores médios de temperatura (°C) em função dos Intervalos Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização, para o Grupo 2 de cada Resina Bulk-Fill.	67
<i>Figura 46</i> – Distribuição dos valores médios de temperatura (°C) em função dos Intervalos Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização, para o Grupo 3 de cada Resina Bulk-Fill.	67

ÍNDICE DE TABELAS

<i>Tabela 1</i> – Especificações técnicas indicadas pelo fabricante das resinas compostas <i>Bulk-Fill</i> manuseadas no estudo, com as respectivas composições simplificadas, lote(s) e validade.	48
<i>Tabela 2</i> – Especificações técnicas indicadas pelo fabricante do fotopolimerizador Elipar TM DeepCure-S (3M TM ESPE).	49
<i>Tabela 3</i> – Valores de conversão, expressos em MPa e psi, do valor de pressão motriz ideal recomendado pelo fabricante da peça de mão KaVo MULTIflex.	54
<i>Tabela 4</i> – Valores médios de temperatura (°C) e respetivo valor do Desvio Padrão, registados para os grupos estudados da resina Filtek TM Bulk-Fill (3M TM ESPE) (t1 – Intervalo Pré-Fotopolimerização; t2 – Intervalo de Fotopolimerização; t3 – Intervalo Pós-Fotopolimerização).	62
<i>Tabela 5</i> – Valores médios de temperatura (°C) e respetivo valor do Desvio Padrão, registados para os grupos estudados da resina SonicFill TM 2 (Kerr) (t1 – Intervalo Pré-Fotopolimerização; t2 – Intervalo de Fotopolimerização; t3 – Intervalo Pós-Fotopolimerização).	64
<i>Tabela 6</i> – Valores médios de temperatura (°C) e respetivo valor do Desvio Padrão, registados para o Grupo 1 de cada resina <i>Bulk-Fill</i> (t1 – Intervalo Pré-Fotopolimerização; t2 – Intervalo de Fotopolimerização; t3 – Intervalo Pós-Fotopolimerização).	66
<i>Tabela 7</i> – Valores médios de temperatura (°C) e respetivo valor do Desvio Padrão, registados para o Grupo 2 de cada resina <i>Bulk-Fill</i> (t1 – Intervalo Pré-Fotopolimerização; t2 – Intervalo de Fotopolimerização; t3 – Intervalo Pós-Fotopolimerização).	66
<i>Tabela 8</i> – Valores médios de temperatura (°C) e respetivo valor do Desvio Padrão, registados para o Grupo 3 de cada resina <i>Bulk-Fill</i> (t1 – Intervalo Pré-Fotopolimerização; t2 – Intervalo de Fotopolimerização; t3 – Intervalo Pós-Fotopolimerização).	67
<i>Tabela 9</i> – Valores médios da variação de temperatura, ΔT (°C), durante a fotopolimerização consoante a resina e os grupos em estudo.	68

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

°C – Grau Centígrado (Unidade de Medição de Temperatura)

AFM – Addition-fragmentation monomers (Monómeros de Adição-Fragmentação)

AUDMA – Dimetacrilato aromático

BDH – Banco de Dentes Humanos

Bis-GMA – Bisfenol-A-glicidil dimetacrilato

CENIMAT|I3N – Centro de Investigação de Materiais|Instituto de Nanoestruturas, Nanomodelação e Nanofabricação

CQ – Canforoquinona

cm² s⁻¹ – Centrímetro por segundo (Unidade de Difusividade Térmica)

DCM – Departamento de Ciências dos Materiais

EBADMA – Bisfenol-A-dimetacrilato etoxilado

FCT-UNL – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

ISCSEM – Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz

ISO – *International Organization for Standardization* (Organização Internacional de Normalização)

LED – *Light Emiting Diode* (Luz Emitida por Díodo)

MATLAB7 – *MATrix LABoratory* (versão 7.0)

mm – Milímetro(s) (Unidade de Medição de Comprimento)

MPa – *megapascal* (Unidade de Medição de Pressão)

mW/cm² – *MiliWatt*(s) por centímetro quadrado (Unidade de Medição da Irradiância)

psi – *pounds/square inch* (Unidade de Medição de Pressão)

SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences*

TEGDMA – Trietilenoglicol dimetacrilato

UDMA – Uretano dimetacrilato

UNEPC – *United Nations Environment Programme*

W m⁻¹ K⁻¹ – *Watt* por metro por Kelvin (Unidade de Condutividade Térmica)

I. INTRODUÇÃO

A prática clínica em Medicina Dentária, enquanto área de estudo no campo da Medicina, apresenta-se em constante mudança, evoluindo a par do avanço dos conhecimentos biomédicos e tecnológicos. Ao conjugar conhecimentos transversais nas áreas dos Biomateriais, da Medicina e da Tecnologia, pretende-se garantir uma prestação de cuidados de saúde adequada a cada indivíduo, respeitando as suas necessidades e mecanismos biológicos.

É evidente a constante procura de novas metodologias convergentes para a simplificação dos procedimentos clínicos das restaurações diretas em dentes posteriores. Na área da Dentisteria Operatória, as resinas compostas são um material de eleição para uma variedade de procedimentos dentários restauradores, anteriores e posteriores, e o seu contributo clínico não é recente (Figura 1) (Park, Chang, Ferracane & Lee, 2008; Ferracane, 2011).

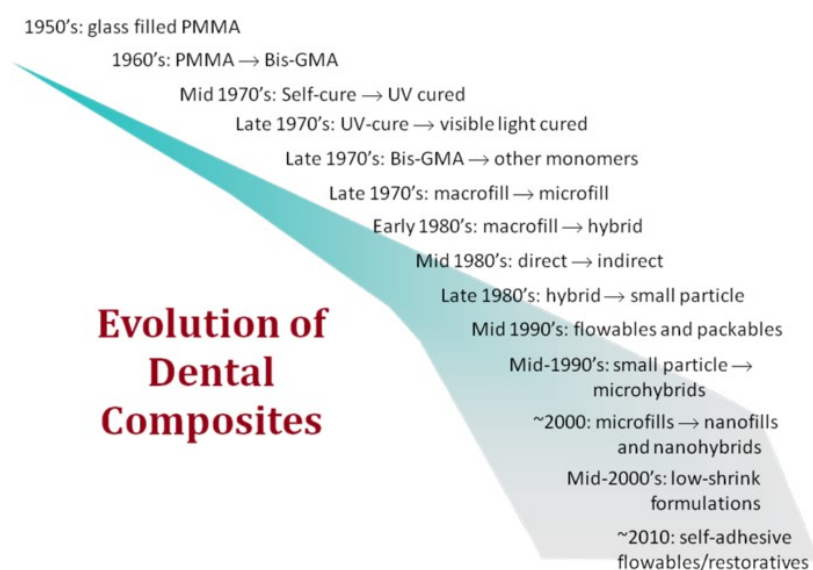


Figura 1 - Evolução das resinas compostas desde a sua introdução até meados do ano 2010 (Ferracane, 2011).

Desde a sua apresentação, na década de 60, por Bowen, as resinas compostas adquiriram um papel de destaque no desempenho clínico. Em meados do século XX a sua introdução clínica visou substituir as resinas acrílicas em restaurações estéticas e, mais tarde até aos dias de hoje, a amálgama dentária nas restaurações em dentes

posteriores. Após este marco clínico, a sua evolução foi crescente e acompanhada pelo aperfeiçoamento dos sistemas adesivos e das técnicas de aplicação, que permitiram procedimentos restauradores minimamente invasivos (Ferracane, 2011; Bayraktar, Ercan, Hamidi & Çolak, 2016).

As suas características físicas e mecânicas garantem bons resultados a médio e longo prazo, uma estética otimizada, uma facilidade de manipulação pelo clínico e uma satisfação do paciente por mimetizar a aparência dentária. Contudo, não são um material que cumpra os requisitos para ser considerado ideal em todos os tipos de restaurações. Nesta perspectiva, para além de áreas de poucas tensões oclusais, as resinas compostas passaram a ser utilizadas em zonas posteriores e, conseqüentemente, submetidas a cargas oclusais mastigatórias consideráveis, sendo este desafio físico e mecânico progressivamente alvo de estudo ao longo dos anos (Park *et al.*, 2008; Ferracane, 2011; Lynch *et al.*, 2014; Hickey, Sharif, Janjua & Brunton, 2016).

As resinas compostas são constituídas, essencialmente, por duas fases; Uma matriz orgânica, que compreende monómeros de dimetacrilato, fotoiniciadores e pigmentos que conferem a tonalidade ao material; e partículas de carga inorgânica que podem apresentar várias formas, tamanhos e constituição. Dos monómeros utilizados na matriz orgânica, destacam-se o bisfenol-glicidil dimetacrilato (bis-GMA), trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) e o uretano dimetacrilato (UDMA). O sistema fotoiniciador normalmente integrado é a associação do fotoiniciador, a canforoquinona (CQ), com um co-iniciador, uma amina terciária. Como componentes da matriz inorgânica, salientam-se os vidros à base de silicato, zircónio, alumina, quartzo, silicato de alumínio e bário, em que a sua superfície é modificada por um agente de união, silano, para otimizar as ligações entre as partículas de carga e a matriz orgânica, bem como as suas propriedades mecânicas (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Para a restauração de cavidades resultantes de lesões de cárie dentes posteriores, tem sido preconizada a técnica incremental, que pressupõe a colocação, compactação, seguida da fotopolimerização de camadas de resina composta com uma espessura não superior a 2 mm, face à técnica de preenchimento em bloco com a colocação de uma única porção de material que perfaça o seu preenchimento (Ferracane, 2011).

Ferracane (2011) e Hirata *et al.* (2015) evidenciaram na técnica de estratificação as vantagens de esta permitir uma otimização da profundidade de polimerização e uma redução dos efeitos da contração de polimerização nas propriedades físicas do material. Contudo, esta técnica apresenta-se mais demorada e sensível que a técnica do preenchimento em bloco, podendo incorporar espaços e produtos indesejáveis e contaminantes entre camadas. As desvantagens registadas aquando da aplicação da técnica incremental, conduziram à tentativa de criação de um grupo de resinas que resultassem numa maior eficácia e simplificação da técnica, surgindo assim as resinas *Bulk-Fill*.

Para colmatar as desvantagens supracitadas da aplicação da técnica incremental, surgiu o novo conceito de preenchimento de uma cavidade em “bloco”, com um grupo de resinas inovador, designado por *Bulk-Fill*, que representa a tentativa para uma maior eficácia do procedimento restaurador, aliado à simplificação da técnica. Este grupo apresenta uma composição semelhante à das resinas nano e micro-híbridas convencionais, contando porém com a introdução de componentes inovadores, como novos sistemas de fotoinicadores e ajustes na percentagem relativa das componentes orgânica e de partículas de carga inorgânica. De acordo com os fabricantes, estas características garantem o preenchimento de cavidades de até 4 a 5 mm de profundidade, sem comprometer as propriedades físicas e mecânicas do material (Ilie & Hickel, 2011; 3M™ESPE, 2014a, 2015; Kerr, 2015a; Rosatto *et al.*, 2015).

Esta abrangente aplicabilidade das resinas compostas é suportada e incentivada pelas diretrizes legais de restrição do uso do mercúrio, anunciadas em 2013 pela *United Nations Environment Programme* (UNEPC) através do Tratado de Minamata, que limita a utilização das amálgamas dentárias e que estabelece, até 2020, a suspensão da comercialização de produtos à base de mercúrio. Desta forma, a indústria dos materiais dentários é levada a investir no desenvolvimento de resinas compostas e outros materiais dentários com carácter estético e que possam aliar algumas características físicas e mecânicas ideais, excluindo o mercúrio do sistema biológico e ambiental (Lynch *et al.*, 2014; Hirata *et al.*, 2015; Price, Ferracane & Shortall, 2015).

A problemática subjacente à influência de estímulos térmicos provenientes dos procedimentos restauradores, no equilíbrio da dinâmica do complexo pulpo-dentinário, tem sido objeto de reflexão e de estudo constantes na investigação científica (Zach &

Cohen, 1965; Leprince, Devaux, Mullier, Vreven & Leloup, 2010; Oberholzer, Makofane, Du Preez & George, 2012; Kwon *et al.*, 2013).

Determinados procedimentos dentários como a preparação cavitária e a fotopolimerização de resinas compostas em restaurações diretas influenciam a vitalidade pulpar, de tal forma que um aumento significativo da temperatura intrapulpar pode originar lesões irreversíveis (Zach & Cohen, 1965; Baldissara, Catapano & Scotti, 1997; Uhl, Völpe & Sigusch., 2006; Tosun, Usumez, Yodem & Sener, 2008; Fouad & Levin, 2013).

A apresentação de novos dispositivos emissores de luz está direcionada para transmitir um feixe luminoso de intensidade superior, comparativamente aos antecessores; contudo, esta opção levanta questões sobre o compromisso biológico pulpar (Park, Roulet & Heintze, 2010).

Com o presente estudo *in vitro* pretende-se clarificar o contributo da fotopolimerização na variação da temperatura durante um processo restaurador e, com base no conhecimento descrito na literatura acerca desta interação, prever o impacto desta variação no contexto biológico com a adequação das resinas *Bulk-Fill* estudadas à prática clínica restauradora minimamente invasiva.

I.1. As Resinas *Bulk-Fill* – o Estado da Arte

Por volta do ano 2000, com a apresentação da resina composta de consistência *flowable*, SureFil SDR Flow (DENTSPLY Caulk, Milford, DE, USA), verificou-se uma revolução na qualidade restauradora ao ser introduzido, pela primeira vez, o conceito de preenchimento “em bloco”, com a garantia de uma estética melhorada, embora sem estabelecer bons pontos de contacto (Ilie & Hickel, 2011; Didem, Gözde & Nurhan, 2014). Passado algum tempo, o fabricante apresentou a mesma resina numa consistência *regular*, propondo a colocação de até 4 mm deste material sem comprometer as suas propriedades físicas, ao mesmo tempo que assegurava a reprodução de bons pontos de contacto (DENTSPLY, 2003).

Esta nova classe de materiais restauradores possibilita ao clínico a restauração “em bloco” de uma preparação cavitária com uma profundidade de até 4 a 5 mm, em detrimento da técnica incremental clinicamente preconizada. Assim, este material prima

pela facilidade de manipulação, com a consequente diminuição do tempo de consulta. Deste modo, estas resinas compostas têm ganho um papel de destaque no contexto e desempenho clínicos restauradores (Flury, Hayoz, Peutzfeldt, Hüsler & Lussi, 2012; Czasch & Ilie, 2013; 3M™ESPE, 2014a, 2015; Bicalho *et al.*, 2014; Kerr, 2015a).

Os fabricantes têm apostado no aperfeiçoamento desta classe de resinas compostas porém, ainda se encontra distante a apresentação de um material que cumpra as características ideais expetáveis de aplicação numa única etapa (Christensen, 2012; Bicalho *et al.*, 2014).

A sua aplicabilidade clínica é variada, destacando-se as restaurações diretas de todas as cavidades classes I a V, contempladas pela classificação de Black, em dentes anteriores e posteriores de ambas as dentições; a base de restaurações indiretas e a confecção de núcleos de resina composta (3M™ESPE, 2014a, 2015; Kerr, 2015a).

Atualmente, as resinas compostas *Bulk-Fill* são comercializadas em duas consistências, uma *flowable*, mais fluida, indicada para base/*liner* de restaurações classe I e II de Black; e uma *regular*, mais viscosa, para restauração “em bloco”, que compreende uma única aplicação para o total preenchimento da cavidade. A sua formulação pode apresentar-se em seringas ou em cápsulas unidose (Ilie & Stark, 2014; 3M™ESPE, 2014a, 2015; Hirata *et al.*, 2015; Kerr, 2015a).

As propriedades físico-químicas desta classe de resinas têm sido alvo de estudo contudo, permanecem incertezas face às suas propriedades térmicas, de resistência às forças mastigatórias e de contração de polimerização, carecendo ainda de evidência científica baseada em estudos clínicos a longo prazo (Bicalho *et al.* 2014; Swift, 2015).

Resinas compostas com monómeros de metacrilatos tendem a reduzir o seu volume quando polimerizados, uma vez que os polímeros formados ocupam um menor volume que os monómeros isolados. Face a esta característica, os fabricantes procuraram desenvolver as composições químicas destes materiais, por forma a ultrapassar este condicionalismo. A contração de polimerização é um tópico de grande relevância clínica, uma característica intrínseca às resinas compostas que o clínico não consegue eliminar. Este fenómeno é um dos principais fatores de insucesso de um tratamento restaurador que pode resultar na desadaptação da restauração, em pigmentação marginal, em microinfiltração e, consequentemente, originar uma lesão de cárie

secundária, sensibilidade pós-operatória e fratura. A técnica incremental ou de estratificação é considerada uma técnica capaz de minimizar estes efeitos, porém não elimina este fenómeno (Demarco, Corrêa, Cenci, Moraes & Opdam, 2012; Bicalho *et al.*, 2014).

As resinas *Bulk-Fill*, até ao momento estudadas, em condições *in vitro* diferenciadas, apresentam um grau de conversão dos monómeros semelhante às resinas compostas convencionais, na profundidade recomendada de 4 mm (Czasch & Ilie, 2013; Garcia, Yaman, Dennison & Neiva, 2014; Leprince *et al.*, 2014). A percentagem de conversão dos monómeros presentes numa resina composta depende, maioritariamente, de fatores intrínsecos como a composição química do monómero de dimetacrilato, a concentração do fotoiniciador e, em menor parte, de fatores extrínsecos, como as condições em que decorre a fotopolimerização (Hofmann, Hugo & Klaiber, 2002).

Rosatto *et al.* (2015) demonstraram que dentes restaurados com resinas *Bulk-Fill flowable* apresentavam menores forças de tensão na parede justa-pulpar durante a fotopolimerização e quando se simulavam as forças mastigatórias, por comparação às restaurações com resinas compostas convencionais aplicadas pela técnica incremental. Este grupo de resinas conferia, desta forma, uma maior resistência à fratura, apresentando-se o seu uso relevante na prática clínica e na longevidade de uma restauração.

Por outro lado, as resinas *Bulk-Fill* estudadas até ao momento nem sempre apresentaram correspondência entre os valores indicados pelos fabricantes e os obtidos *in vitro*, nomeadamente no que diz respeito à magnitude das forças de contração subjacentes à fotopolimerização, por comparação com as resinas compostas convencionais (Leprince *et al.*, 2014; Benetti, Havndrup-Pedersen, Honoré, Pedersen & Pallesen, 2015).

I.1.1. Técnica Incremental *versus* Técnica de Preenchimento em Bloco (“Bulk-Fill”)

A técnica incremental ou de estratificação é considerada o *gold standard* da prática restauradora com recurso a resinas compostas. Compreende o preenchimento de uma cavidade com incrementos de até 2 mm de espessura, com a ativação entre

camadas de uma fonte emissora de luz azul, na gama de comprimento de onda visível, por forma a possibilitar que a reação de polimerização de cada uma ocorra separadamente. Esta técnica é preconizada na maioria dos procedimentos restauradores, com o intuito de minimizar os efeitos da contração de polimerização ao reduzir o Fator de Configuração (Fator C), que relaciona as superfícies restauradas aderidas com as não aderidas. Assim, a reação de fotopolimerização dos vários incrementos de material restaurador é otimizada pela adequada incidência da luz fotopolimerizadora (Figura 2) (Versluis, Douglas, Cross & Sakaguchi, 1996; Park *et al.*, 2008; Li, Pongprueksa, Van Meerbeek & De Munk, 2015; Bayraktar *et al.*, 2016).

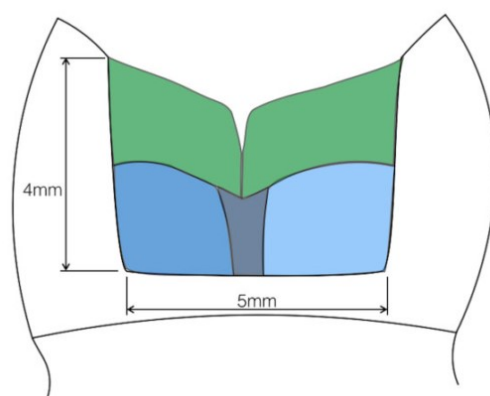


Figura 2 – Representação esquemática da técnica incremental de restauração com resina composta convencional proposta por Hirata *et al.* (2015).

Versluis *et al.* (1996) e Hirata *et al.* (2015) enumeraram algumas desvantagens desta técnica, como a extensão do tempo de consulta, a criação de porosidades na resina, a contaminação entre camadas, a incorporação de ar e espaços entre camadas, a falha do sistema adesivo entre incrementos, fatores que podem conduzir ao insucesso da restauração. Apesar das várias metodologias clínicas para contornar os resultados indesejáveis deste fenómeno, a técnica incremental destaca-se apresentando, contudo, algumas limitações.

São várias as vantagens de uma aplicação clínica de resinas compostas num único passo, ou “em bloco”, salientando-se a diminuição da presença de poros ou lacunas presentes no conteúdo restaurador, contrariamente à colocação com recurso à técnica incremental. Todavia, a presença de poros pode ocorrer caso a sua manipulação seja inadequada e isenta de uma compactação do material às margens da cavidade e pela dificuldade no controlo do total preenchimento de uma cavidade de média ou extensa dimensão. A reprodução de um ponto de contacto adequado na ausência de uma matriz

seccional, no caso da restauração de classes II de Black, pode ser dificultado e resultar num aumento potencial da contração de polimerização, contrariamente ao esperado com uma colocação em incrementos. Pode ainda verificar-se uma polimerização inadequada do material em alguns locais, em profundidade, caso não seja considerada uma fonte de luz adequada (Park *et al.*, 2008; Christensen, 2012; Hirata *et al.*, 2015).

Quando o clínico opta pela restauração de uma cavidade com uma resina *Bulk-Fill* de consistência *regular*, o procedimento restaurador é simplificado por uma única colocação, dispensando o material através da seleção da quantidade pretendida a partir de uma seringa, com uma espátula; ou através da ativação sónica de uma cápsula unidose, por uma peça de mão (Kerr, 2010, 2015a; 3M™ESPE, 2015; Hirata *et al.*, 2015). Esta consistência garante ao clínico o tempo de trabalho necessário para realizar a escultura convencional. Este comportamento é descrito por alguns autores como *one-step amalgam-like sculpting technique* por ter semelhanças com a colocação da amálgama dentária (Figura 3) (Hirata *et al.*, 2015).

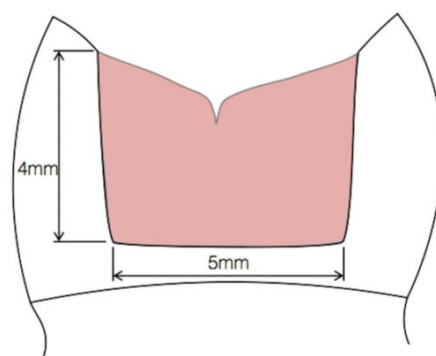


Figura 3 – Representação esquemática da técnica de preenchimento cavitário com resina composta *Bulk-Fill* de consistência *regular* (Hirata *et al.*, 2015).

Apesar de distintas, as consistências *regular* e *flowable* podem ser aplicadas para a reconstrução da mesma cavidade, sendo que as resinas *Bulk-Fill flowable*, quando aplicadas como base/*liner* da restauração, podem preencher grande parte da cavidade (como um núcleo), aplicando-se uma última camada com resina *Bulk-Fill regular* ou com resina composta convencional para reproduzir a anatomia desejada da face oclusal (*two-step amalgam-like sculpting technique*) (Figura 4) (Ilie, Bucuta & Draenert, 2013a; Ilie & Stark, 2014; Leprince *et al.*, 2014; Hirata *et al.*, 2015).

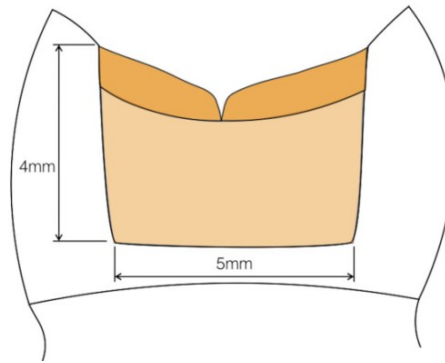


Figura 4 – Representação esquemática da técnica de preenchimento cavitário com resina composta *Bulk-Fill* de consistência *flowable* (base/liner) e *regular* (face oclusal) (Hirata *et al.*, 2015).

Ambas as técnicas de colocação conferem, segundo Hirata *et al.* (2015), uma manipulação pelo clínico mais imediata e com resultados estéticos satisfatórios.

Oberholzer *et al.* (2012) afirmaram, de acordo com Guiraldo *et al.* (2009), que a técnica de colocação do material restaurador influenciava as variações de temperatura intrapulpar.

Versluis *et al.* (1996) e Bicalho *et al.* (2014) demonstraram que, apesar de a técnica de estratificação ser principalmente utilizada com o intuito de minimizar o impacto da contração de polimerização, o preenchimento “em bloco” com as resinas *Bulk-Fill* seria uma alternativa com potencial clínico por garantir uma menor contração residual de polimerização e menor deflexão cuspídea.

Versluis *et al.* (1996), Ferracane (2011) e Swift (2015) exaltam a divergente e insuficiente evidência científica disponível na literatura face ao desempenho de ambas as técnicas no contexto restaurador para resinas compostas convencionais, a longo prazo.

I.1.2. Apresentação Geral das Resinas *Bulk-Fill* em Estudo

I.1.2.1. Filtek™ Bulk Fill (3M™ESPE)

De acordo com a ficha técnica do produto disponibilizada pelo fabricante, a resina Filtek™ Bulk Fill (3M™ESPE) está indicada para restaurações diretas de dentes posteriores e anteriores, nas dentições decídua e permanente; bases/*liners* de restaurações diretas; reconstrução direta de cotos; restaurações indiretas como *onlays* e facetas; e reparação de defeitos de esmalte, entre outras. Esta resina é apresentada pelo fabricante para o preenchimento único de cavidades classes I, III, IV e V, com profundidade até 4 mm, e de cavidades classe II com profundidade de até 5 mm (3M™ESPE, 2014a, 2015).

Comercialmente, apresenta-se sob a forma de seringas convencionais e cápsulas de dose individual, nas cores A1, A2, A3, B1 e C2 (3M™ESPE, 2014a, 2015).

Da composição da sua matriz orgânica, destaca-se a introdução de um monómero de dimetacrilato aromático de maior peso molecular, o AUDMA, que ocupa um maior espaço dimensional, em comparação com outros monómeros de dimetacrilatos, diminuindo a distância intermonomérica durante a polimerização. Desta forma, o fabricante garante uma redução do efeito da contração da rede monomérica. Foi ainda acrescentado um grupo funcional de monómeros de adição-fragmentação (AFM) que inclui uma zona molecular que se fragmenta durante a fotopolimerização e que, ao reorganizar-se espacialmente, forma ligações covalentes entre as cadeias de polímeros, unindo-as (3M™ESPE, 2015).

Assim, da interação destas moléculas é expectável uma diminuição da contração de polimerização que, aliada à aplicação pela técnica de preenchimento “em bloco” ou *Bulk-Fill*, permite uma menor inclusão de poros, favorecendo a diminuição da porosidade do material e otimização das suas características.

O sistema fotoiniciador conjuga a molécula canforoquinona com um co-iniciador, uma amina terciária (3M™ESPE, 2014b).

Outras especificações são mencionadas na Tabela 1, no Capítulo IV. Materiais e Métodos; Subcapítulo IV.4.4.1..

I.1.2.2. SonicFill™2 (Kerr)

A SonicFill™2 (Kerr) surge para colmatar o insucesso clínico da antecessora, a SonicFill™ (Kerr), que foi retirada do mercado e apresenta indicações semelhantes à resina descrita no subtópico anterior.

Para as classes I e II, a SonicFill™2 (Kerr) permite um preenchimento cavitário com um incremento de até 5 mm (Kerr, 2015a).

O modo de apresentação é por cápsulas unitárias, nas cores A1, A2, A3 e B1 (Kerr, 2015a).

No que concerne à sua composição orgânica, esta é semelhante à antecessora, contendo monómeros de bis-GMA, TEGDMA, EBADMA, diferindo apenas pela adição de partículas de zircónio na componente inorgânica (Kerr, 2015a).

A sua aplicação depende da combinação de uma cápsula unidose na peça de mão compatível recomendada pela Kerr, para ativação sónica. Esta ativação conduz à quebra e dissociação das ligações intermonoméricas que, de acordo com o fabricante, permite a diminuição da viscosidade do material até 84% no momento da sua colocação, facilitando a adaptação à cavidade a ser restaurada. Após a ativação, o material estabiliza numa fase mais plástica e viscosa, dando lugar à execução das etapas convencionais de escultura e acabamento (Christensen, 2012; Kerr, 2015a; Christensen, 2016).

Outras especificações são mencionadas na Tabela 1, no Capítulo IV. Materiais e Métodos; Subcapítulo IV.4.4.1..

1.2. O Fenômeno da Fotopolimerização

A Fotopolimerização é um processo termofísico que está presente diariamente na prática clínica, num variado conjunto de procedimentos restauradores e funcionais (Park *et al.*, 2010; Price, Rueggeberg, Labrie & Felix, 2010).

As resinas compostas convencionais com monómeros de dimetacrilatos, na sua composição orgânica, estão dependentes da ativação pela luz visível para polimerizarem e adquirirem a forma cavitária desejada (Park *et al.*, 2010; Leprince, Palin, Hadis, Devaux & Leloup, 2013).

É consensual que o sucesso a longo prazo de qualquer restauração está diretamente relacionado com uma polimerização adequada do material restaurador, que maximize o grau de conversão dos monómeros e diminua a presença de monómeros residuais, otimizando as suas propriedades físicas, mecânicas e de biocompatibilidade e, dessa forma, evitar a sensibilidade pós-operatória (Leprince *et al.*, 2013; Price *et al.*, 2015).

A magnitude da eficiência da fotopolimerização e das tensões resultantes da contração do material perante este fenómeno podem afetar a integridade e comprometer a longevidade de uma restauração (Corciolani, Vichi, Davidson & Ferrari, 2008; Leprince *et al.*, 2013).

Existem diferentes variáveis envolvidas na extensão da reação de fotopolimerização e que determinam o seu sucesso, destacando-se fatores intrínsecos à unidade fotopolimerizadora, como o tipo e intensidade da fonte de luz utilizada, o comprimento de onda do feixe luminoso emitido, o modo de emissão de luz, o protocolo de fotopolimerização e o *design*, a distância e o posicionamento do cabo emissor de luz em relação à superfície do material. São ainda referidos fatores intrínsecos à constituição da resina composta, como a composição, a percentagem relativa e o volume das componentes orgânica e inorgânica, o tipo e a concentração do sistema fotoiniciador presente, a cor, a viscosidade e a opacidade. Estes fatores e a sua relação estão evidenciados na Figura 5 (Corciolani *et al.*, 2008; Price, Labrie, Whalen & Felix, 2011; Wahbi, Aalam, Fatiny, Radwan, Eshan & Al-Samadani, 2012; Leprince *et al.*, 2013).

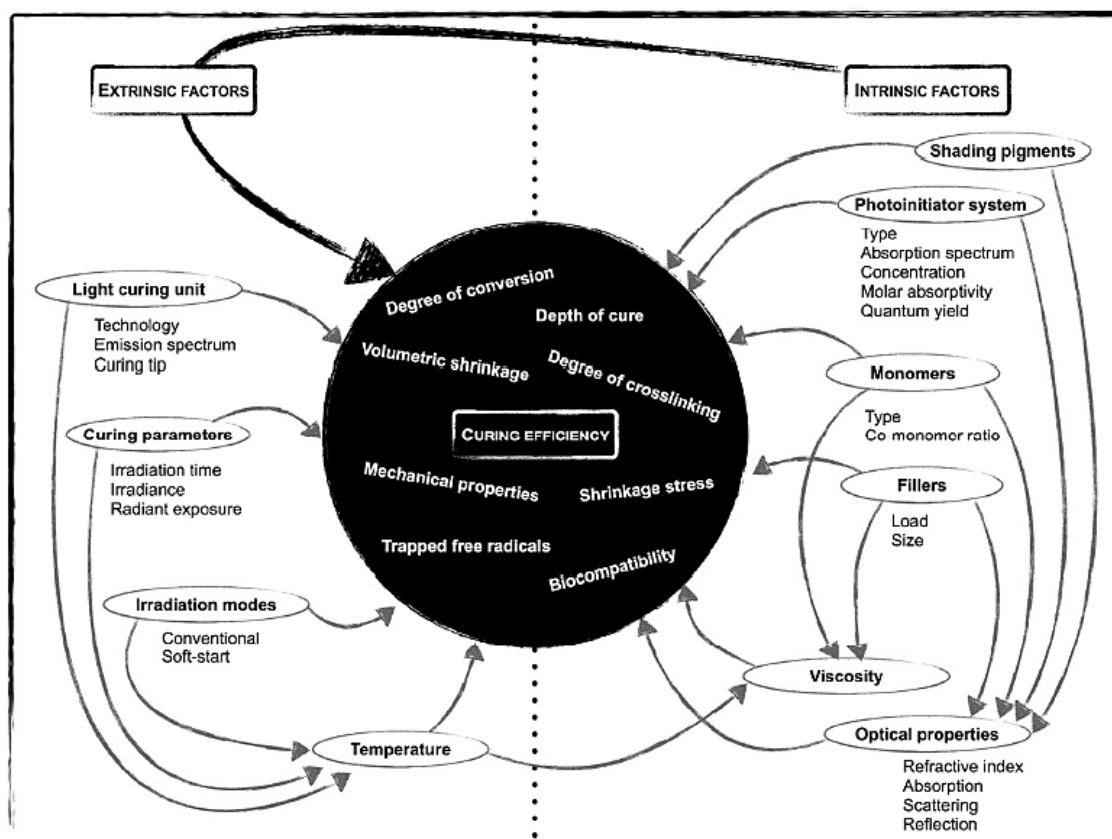


Figura 5 – Representação esquemática das propriedades conhecidas, extrínsecas e intrínsecas ao material restaurador, responsáveis por influenciar a eficiência da reação de fotopolimerização (Adaptado de Leprince *et al.*, 2013).

Legenda:

- Setas cinzentas relacionam a influência de um fator com os demais e com a eficiência da reação;
- Seta preta reflete a interação dos fatores intrínsecos ao material com os fatores extrínsecos a este, na medida em que os primeiros exercem uma maior influência no contributo para o sucesso da fotopolimerização pelos segundos.

Corciolani *et al.* (2008) citando Price *et al.* (2000), mencionaram que no caso de restaurações em classes II de Black poderia verificar-se uma distância de até 10 mm entre o cabo emissor de luz e a parede cervical da preparação cavitária. Mais tarde, Price *et al.* (2011), através dos estudos de Yearn (1985), Price *et al.* (2000) e Fróes-Salgado (2009), mencionaram que, em termos práticos, o posicionamento ideal do cabo emissor de luz era difícil de concretizar, principalmente devido à anatomia dentária e à sua localização na arcada, podendo exceder os 7 mm de distância em cavidades proximais. Essa distância tinha uma influência negativa na completa fotoativação da resina na zona cervical.

A reação de polimerização das resinas compostas consiste na ligação covalente dos monómeros e a sua conversão em polímeros através de uma reação sequencial de adição. Como esta reação é ativada na presença de luz, normalmente é designada de fotopolimerização. Para que esta reação ocorra, é imperativo que a luz incidente sobre o material restaurador tenha um comprimento de onda que compreenda o espectro de absorção do fotoiniciador presente na sua constituição, sendo que o pico máximo de absorção da canforoquinona (CQ) encontra-se no intervalo entre 465 e 470 nm, incluído na gama do comprimento de onda da luz azul (Rueggeberg, 2011; Aldossary & Santini, 2015a).

Esta reação tem início na presença de uma determinada concentração de radicais livres resultantes da ativação prévia pelo feixe de luz emitido, cujos fotões são posteriormente absorvidos pelo sistema iniciador. Esta ativação apresenta uma relação direta com o comprimento de onda da radiação emitida, a intensidade luminosa e o tempo de exposição. Os fotões de luz azul excitam a CQ levando à produção de radicais livres responsáveis pela iniciação do processo de polimerização (Rueggeberg, 2011; Anusavice *et al.*, 2013; Leprince *et al.*, 2013; Aldossary & Santini, 2015a;).

A temperatura, durante o processo de fotopolimerização, apresenta-se como um tópico de relevância na medida em que influencia significativamente a eficiência desta reação (Price *et al.*, 2015). Leprince *et al.* (2013) salienta, com base nos estudos prévios de Price *et al.* (2011) e Daronch *et al.* (2006), que a transição da temperatura ambiente (22°C) para a temperatura do meio oral (35°C) potenciava o aumento da mobilidade dos monómeros, que fora refletido pela aquisição de valores superiores de profundidade de polimerização e do parâmetro de resistência.

A Figura 6 da página seguinte representa, esquematicamente, o processo decorrente da reação de fotopolimerização das resinas compostas.

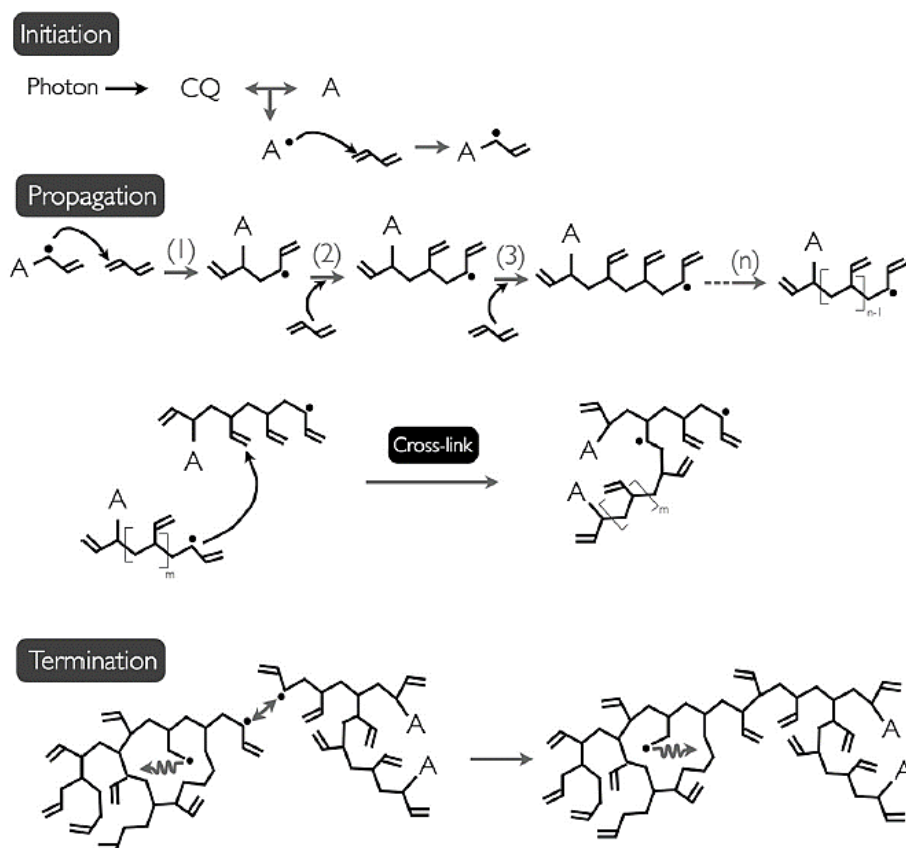


Figura 6 – Esquema representativo de três das quatro etapas da reação de fotopolimerização das resinas compostas (Adaptado de Leprince *et al.*, 2013).

Legenda:

CQ: Canforoquinona; A: Amina Terciária; •: Espécie reativa (radical livre isolado);

(1), (2), (3) e (n): reação linear de adição monomérica, sendo n o número de reações;

$[n-1]$: número de ligações que o monômero apresenta;

$[m]$: grande número de monômeros;

- Seta cinzenta bidirecional dupla representa a relação direta dos componentes do sistema fotoiniciador e os radicais livres durante a etapa da fotoiniciação;

- Setas cinzetas unidirecionais representam a direção sequencial da reação.

Numa primeira fase, quando ocorre a ativação da fonte de luz, um feixe luminoso é emitido que, ao incidir no material restaurador, vai ser absorvido pelo fotoiniciador presente na matriz orgânica, caso seja compatível com o intervalo de comprimento de onda da molécula fotossensível (etapa de ativação). Por conseguinte, a canforoquinona (CQ), ao absorver os fotões correspondentes ao comprimento de onda do seu limiar de sensibilidade, interage com uma amina terciária, resultando desta etapa espécies reativas (radicais livres) que dão início ao processo (etapa de iniciação). Estes clivam as ligações monoméricas covalentes duplas ($C=C$), permitindo a ligação sequencial de novos monômeros, que irá originar uma nova rede de ligações (etapa de propagação). Esta

reação de adição implica tanto o crescimento da cadeia polimérica base no sentido linear, como a formação de uma rede polimérica tridimensional pela interação entre várias cadeias poliméricas. Este fenómeno prossegue até que todos os radicais livres reajam entre si e o polímero resultante seja biologicamente estável (etapa de terminação) (Rueggeberg, 2011; Anusavice *et al.*, 2013; Leprince *et al.*, 2013;).

Desta reação química biomolecular resulta um polímero gradualmente mais complexo, cuja formação de ligações covalentes duplas conduz à reorganização dos monómeros, com a redução da sua dimensão espacial, comparativamente com o tamanho da rede polimérica inicial. Esta contração após o processo de polimerização é uma característica intrínseca desta classe de materiais que, ao exercer tensões internas no material, detém uma influência negativa que compromete o sucesso de um tratamento restaurador, especialmente das restaurações diretas. Assim, as propriedades mecânicas e de biocompatibilidade são influenciadas diretamente pela concentração residual de radicais livres *in situ* e pelo número de ligações C=C (Leprince *et al.*, 2013; Ástvaldsdóttir *et al.*, 2015).

Sabe-se que diferentes intensidades de unidades de luz provocam alterações distintas nas propriedades mecânicas do material. Para o caso de a intensidade da luz fotopolimerizadora ser insuficiente para alcançar a profundidade do incremento, o fotoiniciador presente no material irá ser menos estimulado nas zonas mais profundas, ocorrendo uma iniciação em menor grau da reação de polimerização, com a consequente polimerização ineficaz ou inexistente do material (Ferracane, 2011; Wahbi *et al.*, 2012).

A fotopolimerização resulta num processo tanto mais eficaz quanto maior for a intensidade da luz emitida, a precisão e a homogeneidade dessa transmissão. Neste sentido, verificou-se o desenvolvimento de unidades fotopolimerizadoras de alta intensidade por forma a otimizar esta reação, ao permitir uma maior profundidade de polimerização e um maior grau de conversão dos monómeros de resina composta em profundidade, aliados ao desenvolvimento da Nanotecnologia dos Materiais. Em contrapartida, o fator intensidade potencia a ocorrência de maiores tensões inerentes à contração do material restaurador e uma maior produção de energia térmica transferida (Corciolani *et al.*, 2008; Ferracane, 2011; Price *et al.*, 2011; Rueggeberg, 2011).

1.2.1. A Fotopolimerização das Resinas *Bulk-Fill*

As resinas *Bulk-Fill*, apesar de apresentarem variantes na sua constituição que lhes atribuem as características anteriormente mencionadas, são materiais restauradores que pressupõem, à semelhança das resinas compostas convencionais, a ativação de uma fonte de luz para ocorrer a sua polimerização (3M™ESPE, 2014a, 2015; Kerr, 2015a).

Comparativamente às resinas compostas convencionais, a maioria das resinas *Bulk-Fill* estudadas destaca-se por apresentar uma redução superior das tensões relacionadas com a contração de polimerização, sem comprometer uma adequada profundidade de polimerização como é declarado pelo fabricante, bem como uma otimização das suas propriedades de transmissão de luz, conseguidas através da diminuição da componente inorgânica ou do aumento do tamanho dessas partículas (Ilie *et al.*, 2013a; El-Damannhoury & Platt, 2014).

Ilie & Stark (2014) ao avaliarem o comportamento de várias resinas compostas *Bulk-Fill* de alta viscosidade durante o processo de fotopolimerização, concluíram que todas as resinas consideradas no estudo demonstraram resultados que confirmam a profundidade de 4 a 5 mm de fotopolimerização, sem comprometimento da integridade marginal.

Diferindo entre fabricantes, estas resinas são passíveis de serem sujeitas a luzes emitidas por unidades polimerizadoras de halogéneo, com rendimento energético variável entre 550 e 1000 mW/cm²; e de LED, com rendimento energético superior a 1000 mW/cm² (3M™ESPE, 2014a, 2015; Kerr, 2015a).

Rosatto *et al.* (2015) indicaram que a elevada profundidade de fotopolimerização atribuída a este grupo de resinas é o resultado do aperfeiçoamento da sua translucidez e sistema fotoiniciador.

O fabricante 3M™ESPE, para a resina Filtek™ Bulk Fill e na presença de restaurações de classes II, recomenda a fotopolimerização do incremento nas direções vestibular e lingual, para além da direção oclusal convencional (3M™ESPE, 2014a). Este conceito descrito, tecnicamente, por “transiluminação”, implica a transmissão de luz através da estrutura dentária remanescente hígida; contudo, é possível que a energia

total transmitida seja atenuada através da passagem pelo esmalte, pela dentina e pelo próprio material (Lazarchik, Hammond, Sikes, Looney & Rueggeberg, 2007).

Tauböck, Zrinka, Marovicb & Attin (2015) inferiram que para o grupo de resinas *Bulk-Fill* estudadas, o pré-aquecimento e posterior fotopolimerização garantiu menores valores para as forças de contração resultantes, sendo uma potencial etapa a realizar no contexto restaurador, conferindo uma possível indicação para cimentação de peças restauradoras indiretas.

1.2.2. Fotopolimerizadores de LED de Alta Intensidade

Atualmente, o clínico tem ao seu dispor uma vasta gama de dispositivos emissores de luz com diferentes intensidades, que variam desde a baixa à alta intensidade, e com características técnicas e conformações distintas (Feilzer, Dooren, De Gee & Davidson, 1995; Rueggeberg, 2011; Jandt & Mills, 2013; Aldossary & Santini, 2015b; Price *et al.*, 2015).

As unidades de LED apresentam uma constituição eletrônica característica, sendo que estas fontes de luz apenas emitem radiação num comprimento de onda coincidente com a gama da luz azul contida no espectro da luz visível. Assim, estas unidades não requerem filtros para impedir a emissão de radiação noutros comprimentos de onda, alguns deles nocivos ao ser humano, como é o caso das unidades antecessoras de Quartzó-Tungsténio-Halogéneo (QTH) que emitem radiação ultravioleta (UV) no intervalo de comprimento de onda entre os 400 e 500nm. Os fotopolimerizadores de LED revolucionam o protocolo de fotopolimerização, substituindo os antecessores de halogéneo (Corciolani *et al.*, 2008; Park *et al.*, 2010; Rueggueberg, 2011; Anusavice *et al.*, 2013; Jandt & Mills, 2013; Aldossary & Santini, 2015b).

Knezević *et al.* (2005), ao avaliar várias fontes de luz de halogéneo e de LED, referiu que o pico de temperatura durante a fotopolimerização era atingido após 20 segundos de exposição, sendo menor na avaliação das unidades de LED.

Atualmente, os fotopolimerizadores de LED de 2ª e 3ª gerações são os mais utilizados nos consultórios dentários. As unidades de LED de 2ª geração apresentam uma irradiância compreendida entre 500-1400 mW/cm² e a luz emitida apresenta um

espectro que compreende o pico de absorção da canforoquinona. A introdução e utilização de materiais restauradores com alterações nos sistemas fotoiniciadores provocaram, em determinados casos, incompatibilidades entre os comprimentos de onda que eram emitidos e os que eram absorvidos pelo fotoiniciador do sistema, o que conduzia a uma polimerização inadequada do material. Tal desvantagem foi ultrapassada com o aparecimento da 3ª geração de LEDs que, para além de emitirem luz no comprimento de onda dos antecessores, emitem um pico de comprimento de onda adicional por volta dos 400nm e têm uma maior irradiância, no intervalo de 1000-3000 mW/cm², implicando riscos para a integridade do material (Ferracane, 2011; Oberholzer *et al.*, 2012; Aldossary & Santini, 2015b).

Aliado ao aumento da intensidade pressupõe-se uma diminuição do tempo de exposição de um ciclo de fotopolimerização; todavia, esta direta associação levanta questões acerca dos riscos biomecânicos do material (Park *et al.*, 2010).

Uma emissão de luz com intensidade superior a 1000 mW/cm² detém implicações nocivas para a saúde dos profissionais e do próprio paciente que não devem ser negligenciadas. A observação direta e isenta de meios de proteção ocular da luz emitida pelo cabo emissor de luz, por um extenso período de tempo, pode induzir danos oculares irreversíveis (Price, Shortall & Pallin, 2014; 3M™ESPE, 2014a, 2015).

I.3. Considerações Biológicas sobre o Efeito da Temperatura no Equilíbrio do Complexo Pulpo-Dentinário

O complexo pulpo-dentinário tem subjacente uma dinâmica interna que lhe permite reagir a estímulos externos e internos nocivos, no sentido da sua recuperação e restabelecimento da homeostasia. Esta resposta está diretamente relacionada com a intensidade e velocidade do estímulo agressor, na medida em que estes mecanismos podem não atuar em tempo útil face a uma rápida e intensa alteração. A microcirculação pulpar pode ficar comprometida após procedimentos de preparação cavitária, em resultado dos processos de vasodilatação e aumento da permeabilidade capilar daí resultantes. No entanto, o mecanismo vascular regulador subjacente não é claro (Baldissara *et al.*, 1997; Fouad & Levin, 2013; Saito, Ida-Yonemochi, Ushiki & Ohshima, 2015).

Os mecanismos subjacentes à defesa do complexo pulpo-dentinário face a estímulos externos e internos agressores pressupõem, entre outras alterações, a diminuição da permeabilidade dentinária, a formação de dentina terciária e as reações imunológicas e inflamatórias agudas (Fouad & Levin, 2013; Saito *et al.*, 2015).

A ocorrência de lesões pulpares irreversíveis provenientes de estímulos térmicos externos depende da sua duração e da amplitude da temperatura aplicada (Zach & Cohen, 1965; Loyd, Joshi & McGlynn, 1986). Contudo, a amplitude da variação de temperatura responsável pela indução de alterações irreversíveis na dinâmica do complexo pulpo-dentinário ainda não está estabelecida (Zach & Cohen, 1965; Loyd, Joshi & McGlynn, 1986; Kwon *et al.*, 2013).

Bouillaguet, Caillot, Forchelet, Cattani-Lorente, Wataha & Krejci (2004), num estudo com recurso a métodos termográficos, evidenciaram o trabalho de Raab (1992) que referia o papel da microcirculação pulpar no sentido de contribuir para a diminuição da temperatura causada por estímulos térmicos moderados, embora com risco de colapso caso essa variação fosse abrupta.

Vários autores referiram variações de temperatura induzidas por estímulos térmicos externos como a ingestão de bebidas ou alimentos quentes ou frios ou a aspiração de ar frio, os instrumentos rotatórios utilizados no acesso, remoção de uma lesão de cárie e na preparação da cavidade subjacente, bem como o processo de fotopolimerização das resinas compostas. Estes podem gerar calor que irá influenciar, em magnitudes diferentes, a variação da temperatura basal intrapulpar, e daí desencadear reações inflamatórias agudas ou comprometer a vitalidade pulpar (Zach & Cohen, 1965; Loyd *et al.* 1986; Baldissara *et al.*, 1997; Uhl *et al.*, 2006; Tosun *et al.*, 2008; Fouad & Levin, 2013; Kwon *et al.*, 2013; Saito *et al.*, 2015).

A preparação cavitária pressupõe a interação de outros estímulos, como é o caso da pressão e vibração dos instrumentos rotatórios, que podem ter efeito sinérgico no aumento da temperatura local; a potencial desidratação da dentina com jato de ar e a deposição de substância tóxicas bacterianas na superfície dentinária (Fouad & Levin, 2013).

Goodis, Schein & Stauffer (1988), num estudo *in vivo* com uma população de primatas da espécie *Macaca fascicularis*, relataram que existiram áreas para além do

local da preparação cavitária que registaram uma diminuição da temperatura, propondo que esta variação da temperatura estivesse relacionada com a baixa condutividade térmica da dentina sã e com a ação refrescante do jato de ar da equipa e da turbina.

O estudo de Zach & Cohen (1965) em peças dentárias anteriores de cinco primatas adultos da espécie *Macaca mulata*, geralmente denominada por Macaco *Rhesus*, foi pioneiro na análise da variação da temperatura intrapulpar *in vivo*. Segundo os autores, esta espécie foi escolhida pela semelhança da sua morfologia dentária com a humana e por estudos prévios de avaliação da influência dos procedimentos instrumentais rotatórios. Apesar das limitações deste estudo, foi demonstrado que um aumento de temperatura de 5,5°C, a partir da temperatura basal, conduziu à situação clínica compatível com pulpite irreversível em 15% dos casos e um aumento de 11,1°C levou a lesões irreversíveis em 60% dos casos analisados.

Em contraste, Baldissara *et al.* (1997) realizaram um estudo em 12 dentes humanos cuja exodontia estava planeada por motivos ortodônticos ou funcionais, num grupo de quatro pacientes. Os dentes foram agrupados em pares, sendo cada par pertencente ao mesmo indivíduo. Este estudo contemplou duas etapas de avaliação, uma *in vivo*, ao aplicar gradualmente um aumento de temperatura na superfície oclusal hígida de um dos dentes, baseando-se apenas no critério sintomático, seguido de um período de *follow-up* de 68 a 91 dias com a realização de testes de vitalidade pulpar ao frio, sendo este dente extraído e analisado histologicamente; e outra *in vitro*, que pressupôs a análise histológica de outro dente após a sua exodontia e aplicação do mesmo estímulo na etapa *in vivo*. Apesar das limitações do referido estudo, os autores observaram que um aumento da temperatura de 11,2°C, para além da temperatura basal, não induziu alterações reacionais e/ou patológicas clínica e histologicamente detetáveis.

Ratih, Palamara & Messer (2007), baseando-se nos estudos de Brännström (1981) e Hashimoto (2004), sugeriram que o aumento da temperatura pode influenciar a expansão do fluido dentinário intratubular, potenciando um quadro clínico de hipersensibilidade dentinária.

Amano, Muramatsu, Amemiya, Kubo & Shimono (2006) avaliaram *in vitro* a subida da temperatura intrapulpar em ratos e verificaram que um aumento da temperatura até aos 42°C, a partir da sua temperatura basal, levou ao aumento da transcrição de uma proteína normalmente induzida por choque térmico e com função de

proteção tecidual, a HSP-70 (*Heat Shock Protein-70*). Estas alterações demonstraram um caráter reversível após algumas horas.

A dentina, enquanto principal estrutura dentária sujeita ao desempenho restaurador, é descrita como um tecido orgânico com baixa condutividade térmica e baixa difusividade térmica, apresentando valores estimados de $0,57 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$ e de $0,0018$ a $0,0026 \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$, respetivamente, o que a classifica como uma estrutura isolante com baixa capacidade de transmitir a energia térmica (Goodis *et al.*, 1988; Loney & Price, 2001; Anusavice *et al.*, 2013).

A espessura do remanescente dentinário apresenta uma preponderante influência na transferência de energia térmica ao complexo pulpo-dentinário (Goodis, White, Andrews & Watanabe, 1989). O risco de compromisso biológico com lesões irreversíveis a nível pulpar foi descrito em preparações cavitárias mais profundas e com reduzida espessura de remanescente dentinário, principalmente justificado pela afeção da junção dentino-pulpar, que é uma área com extensa densidade de túbulos dentinários e que reflete a proximidade com o tecido pulpar (Fouad & Levin, 2013).

Tosun *et al.* (2008) e Mousavinasab, Khoroushi e Moharreri (2012) referiram, com base na demonstração de Fanbunda & De Sa (1975), que o estado biológico da dentina interfere com a condução de calor, na medida em que a dentina cariada apresenta uma condutividade térmica superior à dentina sã, sendo uma barreira desmineralizada eficaz na transmissão de energia térmica.

Na maioria dos estudos realizados, a dentina hígida é o principal substrato, situação que não corresponde à realidade clínica (Pashley, 1991; Loney & Price, 2001; Yazici, Müftü & Kugel, 2007; Tosun *et al.*, 2008). Por sua vez, a dentina cariada pode ser histologicamente subdividida em duas camadas, uma infetada e outra afetada. Num procedimento restaurador minimamente invasivo, objetiva-se a remoção total da camada de dentina infetada e a preservação da camada de dentina afetada. Desta forma, uma preparação cavitária final poderá contar com paredes de dentina sã e afetada (Tosun *et al.*, 2008; Fouad & Levin, 2013; Hilton, Ferracane & Broome, 2013).

Daronch, Rueggeberg, Hall & Goes (2007) sugeriram que o pré-aquecimento entre 54 e 60°C das resinas compostas, previamente à sua utilização, produzia uma variação da temperatura semelhante à colocação em condições de temperatura

ambiental, não provocando lesões iatrogénicas. Mais evidenciaram que o remanescente dentinário teve influência na atenuação da transmissão de calor durante a colocação do material aquecido, mas não conseguiu atenuar com eficácia o calor transmitido no decorrer da fotopolimerização. Concluíram, assim, que a espessura residual do remanescente dentinário nas paredes pulpar ou axial é um fator relevante.

O trauma térmico para o tecido pulpar subjacente à emissão de luz visível resultante da ativação de unidades fotopolimerizadoras tem sido questionado e é sugerido o seu contributo num aumento da temperatura com impacto biológico nocivo (Hussey, Biagioni & Lamey, 1995).

Tosun *et al.* (2008) registaram um valor de 5,7°C durante a fotopolimerização dos sistemas adesivos analisados em espécimes de dentina afetada, em comparação com os valores de fotopolimerização do material restaurador. Este valor foi superior ao valor de 5,5°C sugerido por Zach & Cohen (1965), considerado um limite inferior crítico com potencial risco de lesão pulpar irreversível.

McCabe (1985) propôs a relação do aumento da temperatura pulpar durante a ativação por luz visível com a cor do material restaurador utilizado, o seu grau de porosidade, a temperatura inicial a que este se encontra antes de ser colocado na preparação cavitária e a espessura do incremento utilizado.

Al-Qudah, Mitchell, Biagioni & Hussey (2005) demonstraram que a composição química das resinas compostas é mais um fator a considerar na avaliação da variação da temperatura durante a polimerização sendo que, quanto maior fosse o conteúdo inorgânico da resina composta, menor seria esta variação da temperatura, por este ser quimicamente inerte e não interferir diretamente com a reação de polimerização entre a matriz orgânica. O conteúdo inorgânico pode absorver parte da energia produzida durante a polimerização da componente orgânica, atenuando uma variação acentuada (Loyd *et al.*, 1986; Al-Qudah *et al.* 2005; Tosun *et al.*, 2008).

A reação de fotopolimerização é um processo físico exotérmico inerente aos procedimentos restauradores com resinas compostas, cuja extensão da amplitude da energia térmica daí resultante está dependente das características do material, como a sua composição química, cor, temperatura inicial e espessura de material; e as suas propriedades térmicas associadas; das características da fonte de luz aplicada, como a

intensidade luminosa e o tempo de exposição; e pelas características da preparação cavitária, como a sua profundidade e as espessuras de remanescente dentinário e de material restaurador (McCabe, 1985; Smail, Patterson, McLundie & Strang, 1988; Goodis *et al.*, 1989; Goodis, White, Gamm, & Watanabe, 1990; Hanning & Bott, 1999; Knezević *et al.*, 2001; Daronch *et al.*, 2007; Millen *et al.*, 2007; Ratih *et al.*, 2007; Yazici *et al.*, 2007; Mousavinasab *et al.*, 2012; Oberholzer, *et al.*, 2012).

A exotermia característica da reação de fotopolimerização é descrita por vários autores como a principal resultante do calor gerado durante a ativação da unidade de luz, dependendo essencialmente das suas características como a sua intensidade e o tempo de exposição; e secundária à reação de polimerização inerente ao material (McCabe, 1985; Loyd *et al.*, 1986; Masutani, Setcos, Schnell & Phillips, 1988; Smail *et al.*, 1988; Goodis *et al.*, 1990; Hanning & Bott, 1999; Loney & Price, 2001; Al-Qudah *et al.*, 2005; Asmussen & Peutzfedlt, 2005; Daronch *et al.*, 2007; Tosun *et al.*, 2008; Oberholzer *et al.*, 2012).

Asmussen & Peutzfedlt (2005) verificaram que o aumento da temperatura era diretamente proporcional ao aumento da intensidade da energia transmitida, evidenciando que as gerações mais recentes de LED de alta intensidade emitiam energia térmica considerável, contrariamente ao reportado na literatura prévia, possivelmente devido à generalização nos estudos anteriores face a unidades de LED da primeira geração. Desta forma, destacaram o papel da fotopolimerização com LEDs no risco de lesão pulpar, apesar da vantagem de diminuir o tempo de exposição.

Oberholzer *et al.* (2012) afirmou, com base no estudo *in vitro* de Bodkin (1984), que caso o cabo emissor de luz da unidade fotopolimerizadora seja posicionado próximo da parede pulpar de uma cavidade, um ciclo de polimerização pode promover a variação significativa da temperatura seguida de lesões biológicas, independentemente do rendimento da fonte de luz utilizada.

Assim, fatores como a espessura do remanescente dentinário e a proximidade com a polpa têm um papel importante na variação da temperatura (Bouillaguet *et al.*, 2004).

Em condições biológicas, esta variação da temperatura é atenuada e mantida em valores não nocivos para a polpa dentária através do fluxo sanguíneo circulatório na câmara pulpar e do movimento do fluido no interior dos túbulos dentinários no sentido

centrípeto. Estes mecanismos, quando aliados à circulação das correntes de convecção térmica potenciadas pelos tecidos periodontais circundantes, promovem a homeostasia face a estímulos térmicos leves a moderados (Hanning & Bott, 1999; Al-Qudah *et al.* 2005; Tosun *et al.*, 2008; Fouad & Levin, 2013; Kwon *et al.*, 2013).

Baseando-se no estudo de Plasmans *et al.* (1994), Tauböck *et al.* (2015) referiram que o isolamento absoluto do campo operatório, para além de limitar a contaminação da restauração, promove a diminuição da temperatura *in situ* para valores próximos dos 25°C, face ao meio oral, mesmo na presença de anestesia local (Hofmann *et al.*, 2002; Lynch *et al.* 2014).

Na literatura atual não existem estudos que avaliem a variação da temperatura induzida durante a fotopolimerização nas resinas *Bulk-Fill* de viscosidade *regular*. Tendo em mente as suas possíveis repercussões a nível pulpar, é de todo o interesse o seu estudo.

II. OBJETIVO DO ESTUDO

Avaliar, *in vitro*, a variação de temperatura (ΔT), expressa em graus Celsius ($^{\circ}\text{C}$), de duas marcas de resinas compostas *Bulk-Fill* de última geração, quando submetidas a fotopolimerização sob diferentes condições de isolamento dentinário.

III. HIPÓTESES DE ESTUDO

Hipótese Nula 1: Não existe variação da temperatura (ΔT) das resinas compostas *Bulk-Fill* quando fotopolimerizadas segundo a espessura máxima de material recomendada pelo fabricante.

Hipótese Nula 2: Não existe variação da temperatura (ΔT) induzida pela fotopolimerização de várias resinas compostas *Bulk-Fill* sob as espessuras de 1 e 2 mm de remanescente dentinário.

Hipótese Nula 3: Não existe variação da temperatura (ΔT) nos diferentes intervalos de tempo, Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização na presença de remanescente dentinário.

Hipótese Alternativa 1: Existe variação da temperatura (ΔT) das resinas compostas *Bulk-Fill* quando fotopolimerizadas segundo a espessura máxima de material recomendada pelo fabricante.

Hipótese Alternativa 2: Existe variação da temperatura (ΔT) induzida pela fotopolimerização de várias resinas compostas *Bulk-Fill* sob as espessuras de 1 e 2 mm de remanescente dentinário.

Hipótese Alternativa 3: Existe variação da temperatura (ΔT) nos diferentes intervalos de tempo, Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização na presença de remanescente dentinário.

IV. MATERIAIS E MÉTODOS

IV.1. Tipo de Estudo

Este estudo englobou uma investigação laboratorial *in vitro*, com a criação de um modelo experimental definido para avaliação da variação de temperatura de resinas compostas nas suas diferentes fases de polimerização.

IV.2. Aprovação do Estudo

Este estudo intitulado “Variação da temperatura durante a fotopolimerização de novas resinas compostas *Bulk-Fill*” foi apresentado como Proposta de Projeto Final à Comissão Científica do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz (ISCSEM), tendo sido aprovado. Seguidamente, foi submetido e aprovado por unanimidade pela Comissão de Ética do referido Instituto (cf. Anexo I).

IV.3. Local da realização do Estudo Laboratorial

A nível laboratorial, a preparação dos espécimes e de outros elementos para o estudo decorreu no Laboratório de Materiais Dentários do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz (Campus Universitário, Quinta da Granja, Monte de Caparica) durante os meses de Março, Abril, Julho e Agosto.

Durante os meses de Abril, Junho e Setembro, o protocolo experimental da avaliação da temperatura foi realizado no Laboratório 6 do Centro de Investigação de Materiais|Instituto de Nanoestruturas, Nanomodelação e Nanofabricação (CENIMAT|IN), da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL), do Campus de Caparica, sob a supervisão do Professor Doutor Rui Igreja, docente da referida Instituição de Ensino Superior.

IV.4. Desenho Experimental

IV.4.1. Descrição da Amostra

No presente estudo foram utilizados 32 dentes molares humanos recolhidos do Banco de Dentes Humanos da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz (cf. Anexo II).

Estes foram distribuídos aleatoriamente por dois grupos para obtenção de discos de dentina de 1 mm e de 2 mm, respetivamente.

IV.4.2. Obtenção dos Espécimes Dentinários

Cada dente foi fixado longitudinalmente com cera colante, previamente aquecida à chama, ao dispositivo de fixação em acrílico (Figura 7A e 7B) compatível com o micrótopo de tecidos duros (Accutom-50®, Stuers A/S, Ballerup, Denmark) (Figura 8) e seccionado com uma lâmina diamantada, a baixa rotação e com irrigação contínua de água destilada, por forma a obter a secção da porção coronária com interesse.

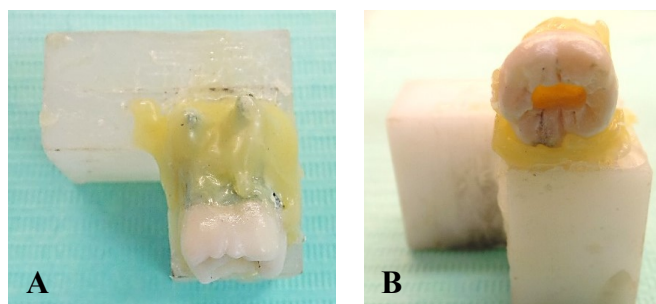


Figura 7- Dente fixado longitudinalmente com cera colante (A — Vista de cima; B — Vista pela face oclusal).



Figura 8 - Micrótopo de tecidos duros (Accutom-50®, Stuers A/S, Ballerup, Denmark).

Com a funcionalidade de “Corte Único” foram realizadas duas secções em zonas distintas e de acordo com a anatomia de cada peça dentária, a primeira aproximadamente 2 mm abaixo da face oclusal, removendo a espessura de esmalte da zona cuspídea, com exposição da dentina média (Figura 9) e a segunda, aproximadamente 2 mm abaixo da zona amelo-cementária, por forma a dissociar a coroa das raízes (Figura 10). Todos os cortes foram realizados perpendicularmente ao longo eixo do dente.

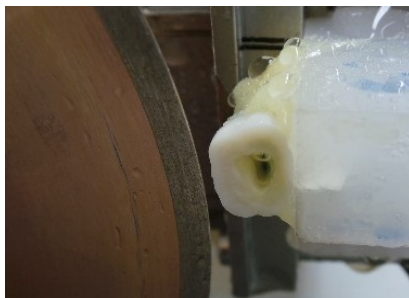


Figura 9 – Dente posicionado no micrótomo de tecidos duros, após secção da espessura de esmalte da zona cuspídea, com exposição da dentina média.

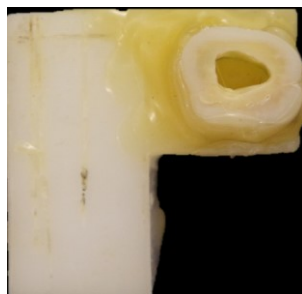


Figura 10 – Exemplo de remanescente coronário fixado com cera colante no suporte de acrílico para a realização dos multicortes.

Os restantes cortes para a obtenção de discos de dentina foram realizados com a funcionalidade de “Multicorte”, obtendo-se fragmentos de esmalte e dentina de 1 mm (Figura 11A) e 2mm (Figura 11B).

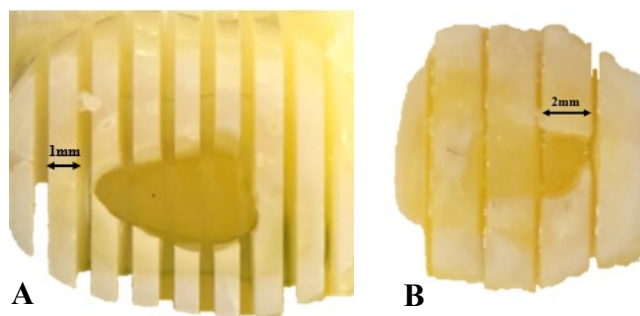


Figura 11 – Exemplos das secções dentinárias obtidas

(**A** – Fragmentos com esmalte e dentina de 1 mm; **B** – Fragmentos com esmalte e dentina de 2 mm).

(Nota: As imagens e representações não se encontram à escala tridimensional real.).

Após a separação dos vários fragmentos, cada fragmento foi submetido a fina regularização e removeram-se as arestas de esmalte presentes, com um disco de polimento de grão fino, obtendo-se discos de dentina de larguras pouco variáveis (Figura 12).

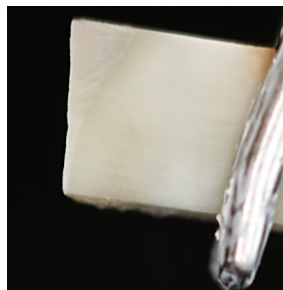


Figura 12 – Exemplo do disco de dentina resultante de polimento fino.

Os discos de dentina obtidos foram armazenados em frascos esterilizados contendo água destilada, à temperatura ambiente, para posterior utilização (Figura 13).



Figura 13 – Meio de conservação em água destilada dos discos de dentina com 1 mm e 2 mm.

IV.4.3. Moldes Experimentais

Os moldes experimentais foram obtidos a partir da manipulação de argila branca natural (SIO-2 PLUS®) com reação de presa à temperatura ambiente, procurando-se uma forma quadrangular regular, com a disposição de dois orifícios, um central na face superior para deposição do material a analisar, e outro, numa das faces laterais para inserção do termopar principal (Figuras 14A, 14B, 15A e 15B) até a sua ponta estar situada em contacto com o fundo do primeiro orifício, simulando a posição do termopar principal na proximidade da parede pulpar de uma classe I de Black (Figura 16).



Figura 14 – Representação esquemática dos moldes experimentais para o Grupo 1 de cada resina, com um orifício central de profundidade de acordo com a indicação dos respetivos fabricantes para classes I de Black.

(A – Molde destinado à colocação da resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE);

B – Molde destinado à colocação da resina SonicFill™2 (Kerr)).

Nota: As representações não se encontram à escala tridimensional real.

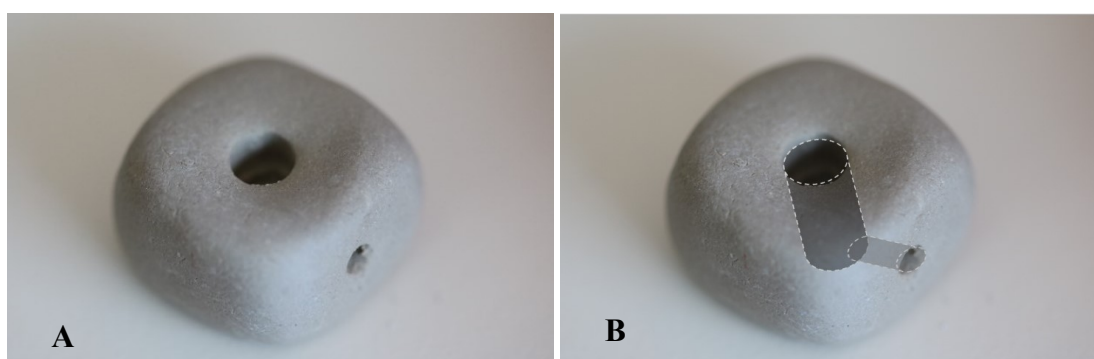


Figura 15 – Representação esquemática dos orifícios de um molde experimental (A – Molde; B – Molde com representação dos orifícios).

Nota: As representações não se encontram à escala tridimensional real.



Figura 16 – Termopar principal posicionado na base do orifício do molde experimental.

Cada posição pretendida do termopar principal foi fixada com cola de silicone dispensada a quente com uma pistola específica para o efeito (Figura 17A e 17B), aguardando-se 10 a 40 segundos para a adequada fixação do termopar principal e arrefecimento da cola. Procurou-se que este não contactasse com a superfície aquecida da placa térmica, por forma a não influenciar a leitura das medições.

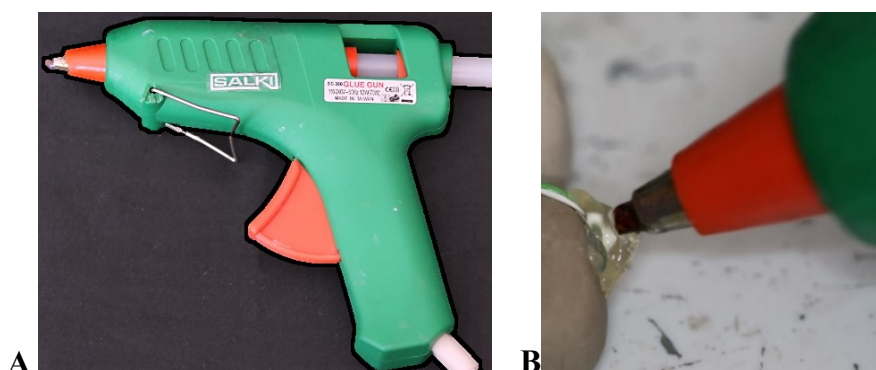


Figura 17 – Meios de fixação do termopar principal (A – Pistola com bastão de cola de silicone; B – Aplicação de cola de silicone à periferia da extensão do termopar principal para fixar a sua posição).

IV.4.4. Materiais utilizados no Estudo Laboratorial

IV.4.4.1. Resinas Bulk-Fill

Da tabela que se segue fazem parte especificações das resinas Bulk-Fill utilizadas no presente estudo, de acordo com as informações cedidas pelos respectivos fabricantes.

Tabela 1 – Especificações técnicas indicadas pelo fabricante das resinas compostas Bulk-Fill manuseadas no estudo, com as respetivas composições simplificadas, lote(s) e validade.

Nome Comercial (Abreviatura)	Fabricante	Composição		Lote(s)	Validade
		Matriz Orgânica	Partículas de Carga Inorgânica		
Filtek™ Bulk Fill (FBF)	3M™ESPE St. Paul, MN, USA	AFM AUDMA UDMA 12-dodecano-DMA Bis-GMA	Sílica Zircónio Trifluoreto de Itérbio 76,5 wt%; 58,4 vol%	N682054	2018-01
SonicFill™2 (SF)	Kerr Corporation Orange, CA, USA	Bis-GMA, TEGDMA, EBADMA	Sílica Zircónio Vidro de Silicato de Bário 83,5 wt%; 66 vol%	5450784 5450790	2017-03

Nota: 12-dodecano-DMA, 12-dodecano-dimetacrilato; AFM, monómeros de adição-fragmentação; AUDMA, dimetacrilato aromático; Bis-GMA, bisfenol-A-glicidil-dimetacrilato; EBADMA, bisfenol-A-dimetacrilato etoxilato; TEGDMA, trietileno glicol dimetacrilato; UDMA, uretano dimetacrilato; wt%, percentagem por peso; vol%, percentagem por volume.

A Figura 18 ilustra a forma de apresentação utilizada para a resina Filtek™ Bulk Fill (3M™ESPE).



Figura 18 – Seringa de resina Filtek™ Bulk Fill (3M™ESPE) – Cor A3.

A Figura 19 (A e B) ilustra a forma de apresentação utilizada para a resina SonicFill™2.

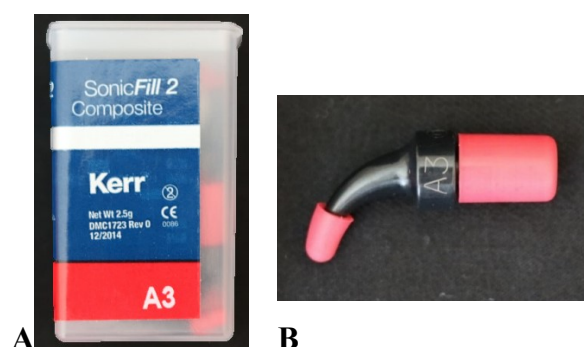


Figura 19 – Resina SonicFill™2 (Kerr) – Cor A3
(A – Caixa contendo cápsulas unidose; B – Exemplo de uma cápsula unidose).

IV.4.4.2. Fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-S (3M™ESPE)

No presente estudo foi utilizado um fotopolimerizador de LED com emissão de luz de alta intensidade, Elipar™ DeepCure-S (3M™ESPE), cujas características são apresentadas em resumo na Tabela 2 e que é ilustrado na Figura 20.

Tabela 2 – Especificações técnicas indicadas pelo fabricante do fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-S (3M™ESPE).

Nome Comercial	Fabricante	Tipo de Luz	Comprimento de Onda (λ)	Intensidade Luminosa
Elipar™ DeepCure-S	3M™ESPE St. Paul, MN, USA	LED	400 a 515 nm	1470 mW/cm ² (-10% / +20%)



Figura 20 – Fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-S (3M™ESPE).

Das características gerais salienta-se a emissão de luz de intensidade de $1,470 \text{ mW/cm}^2$ (-10%/+20%), num comprimento de onda entre 430-480 nm, com pico de comprimento de onda entre 444 e 452 nm. Este comprimento de onda compreende o comprimento de onda de 450 nm do fotoiniciador comumente incorporado nas resinas, a canforoquinona. Esta unidade fotopolimerizadora permite período de exposição de 5, 10, 15 e 20 segundos (3M™ESPE, 2016).

IV.4.4.3. Apresentação Geral do Circuito Experimental

O equipamento de medição da temperatura constituiu um circuito único, representado na Figura 21.

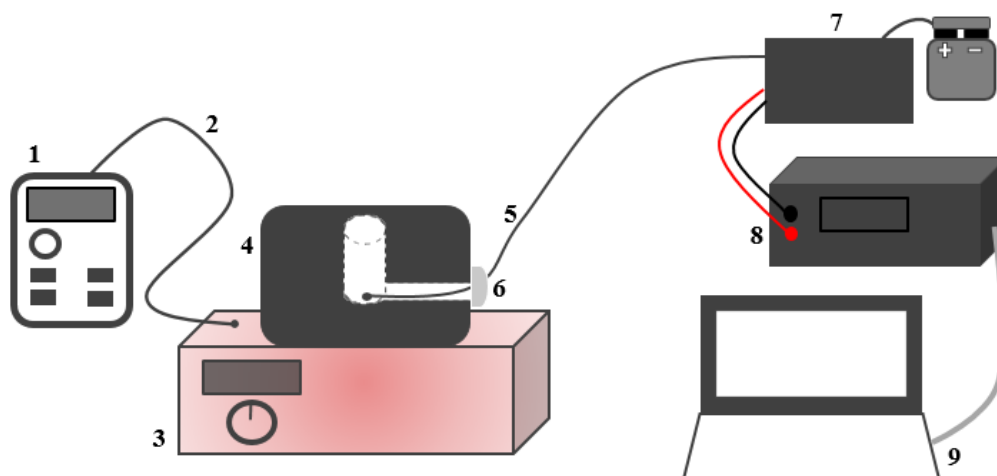


Figura 21 – Representação geral do circuito experimental.

Legenda:

- 1- Termómetro Digital (RS Pro TES 1314 Digital Thermometer)
- 2- Termopar Secundário Tipo K (LABFACILITY Z2-K-1M)
- 3- Placa Térmica (Isotemp®, Fisher Scientific)
- 4- Molde Experimental
- 5- Termopar Principal Tipo K (LABFACILITY Z2-K-1M)
- 6- Cola de Silicone
- 7- Condicionador de sinal de termopar (AD595 Analog Devices)
- 8- Multímetro Digital (Fluke Model 45 Dual Display Digital Multimeter)
- 9- Interface GPIB-USB para ligação a PC (Computador Pessoal)

Nota: As representações não se encontram à escala tridimensional real.

Foram utilizados dois termopares tipo K (LABFACILITY Z2-K-1M) (Figura 22), um principal, inserido e estabilizado no orifício lateral do molde experimental; e um secundário, em contato com a superfície da bandeja da placa térmica e conectado a termómetro digital.



Figura 22 - Exemplo de um termopar Tipo K (LABFACILITY Z2-K-1M).

O termopar principal encontrava-se interligado a um condicionador de sinal de termopar (AD595 Analog Devices) que, por sua vez, comunicava com um Multímetro Digital (Fluke Model 45 Dual Display Digital Multimeter), sendo calibrado previamente à experiência com o auxílio do Prof. Doutor Rui Igreja.

Este equipamento permaneceu conectado a um computador, cuja configuração permitiu a taxa de aquisição de um ponto por segundo, realizando uma medição da temperatura em cada segundo.

IV.5. Grupos de Estudo

Os três grupos considerados para cada resina *Bulk-Fill* variaram consoante o substrato para a fotopolimerização, de acordo com o diagrama apresentado na Figura 23.

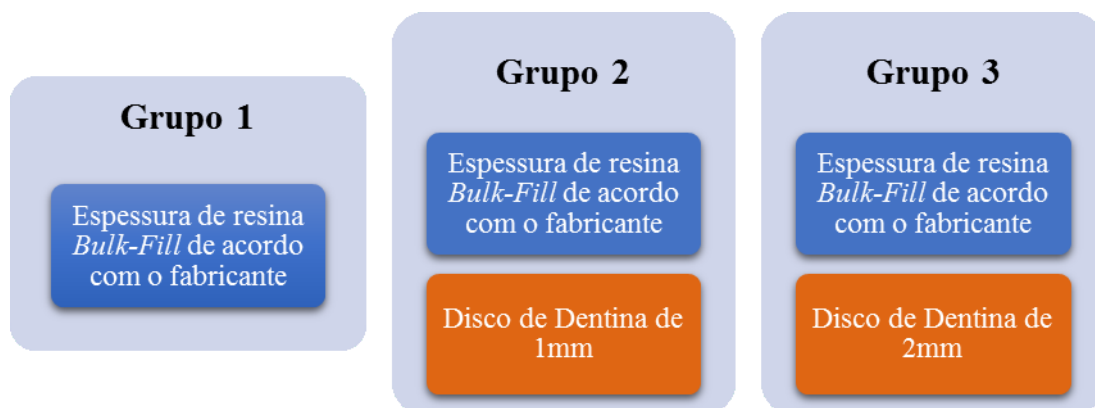


Figura 23 – Diagrama representativo dos grupos experimentais considerados no estudo.

IV.6. Protocolo Experimental da Avaliação da Variação da Temperatura

A variação da temperatura foi registada ao longo do tempo, desde a colocação do material restaurador no orifício do molde experimental até ao retorno à temperatura considerada como inicial ou à sua estabilização, após o ciclo de fotopolimerização recomendado por cada fabricante.

Após o posicionamento do termopar no molde experimental, aguardou-se a deteção e a estabilização da temperatura em valores considerados como Temperatura Inicial ($T_{inicial}$) e o *software* de leitura e registo da temperatura MATLAB7 (*MATrix LABoratory*), versão 7.0 para *Windows*, foi iniciado sendo apenas interrompido quando se observava a estabilização da temperatura após o procedimento e/ou o retorno à $T_{inicial}$.

Para simular uma condição basal de temperatura próxima da que ocorre no corpo humano, cada molde experimental foi colocado sobre uma placa térmica (Figura 24) para o aquecimento da base, com uma regulação de temperatura variável entre 35° e 40 °C por forma a procurar atingir uma temperatura próxima de 35°C.



Figura 24 – Placa Térmica Isotemp® (Fisher Scientific).

Com o objetivo de promover o aquecimento da base do molde e diminuir a dissipação da energia térmica nesse local, procurou-se criar uma *interface* com pasta térmica (Figura 25) entre a base do molde e a superfície da bandeja da placa térmica sob aquecimento (Figura 26).



Figura 25 – Pasta térmica.



Figura 26 – Molde colocado sobre a bandeja da placa térmica com a base envolvida em pasta térmica.

Para os espécimes dos grupos que contemplaram a presença de remanescentes dentinários, procedeu-se à colocação dos espécimes de dentina como evidenciado na Figura 27, previamente retirados do meio de conservação e sujeitos a remoção do excesso de água destilada com papel absorvente. Com o auxílio de uma espátula angulada foi colocada, na superfície que iria contatar com a ponta esférica do termopar, uma camada de pasta térmica para otimizar a leitura da temperatura.



Figura 27 - Colocação de disco de dentina de espessura respectiva (1 ou 2 mm).

IV.6.1. Procedimento de Manipulação da Resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE)

A Figura 28 (A, B e C) exemplifica o procedimento realizado para a colocação do espécime de resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE), cor A3, num dos moldes experimentais. Foi removida a quantidade estimada para perfazer a cavidade no molde experimental, procedendo-se à sua colocação, compactação e remoção dos excessos.

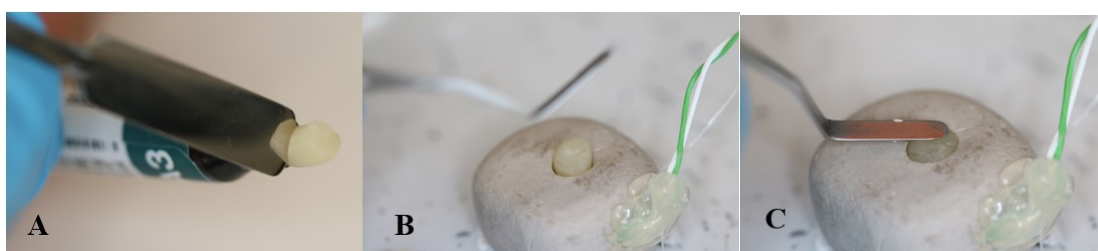


Figura 28 – Manipulação da resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE)
(A – Seleção da quantidade de material pretendido; B – Colocação do material na cavidade;
C – Compactação e remoção de excessos do material).

IV.6.2. Procedimento de Manipulação da Resina SonicFill™2 (Kerr)

Como mencionado previamente, a resina SonicFill™2 é dispensada através da ativação sónica de uma cápsula unitária por intermédio de uma peça de mão que, num consultório, está acoplada à ligação correspondente na equipa. Neste caso experimental, a peça de mão foi acoplada a um compressor com ligação externa para ativação semelhante à praticada clinicamente. Para tal foi necessário ajustar, previamente à realização do protocolo experimental, o compressor a um valor de pressão motriz que estivesse compreendido no intervalo recomendado pelo fabricante para a correta utilização da peça de mão (3,5-4,2 bar) (Kerr, 2010). O fabricante recomenda um mínimo pressão motriz de 3 bar, sendo o ideal 3,5 bar. Considerou-se o valor ideal, sendo realizada a sua conversão da unidade bar para as unidades MPa e psi, através de aplicações *online* para o efeito, por forma a adequar esta medida à escala apresentada pelo próprio compressor (MPa/psi), obtendo-se os valores representados na Tabela 3.

Tabela 3 – Valores de conversão, expressos em MPa e psi, do valor de pressão motriz ideal recomendado pelo fabricante da peça de mão KaVo MULTIflex.

Peça de Mão KaVo	bar	MPa (megapascal)	psi (pounds/square inch)
MULTIflex	3,5	0,35	≈50,763

A Figura 29 apresenta o valor de pressão, expressa simultaneamente em MPa e psi através da posição do ponteiro, indicada no mostrador do compressor durante a ativação máxima no pedal correspondente e após a calibração manual para um valor aproximado aos valores correspondentes expressos na tabela supracitada.



Figura 29 - Calibração manual da pressão do compressor para um valor equivalente ao valor de pressão motriz ideal recomendado pelo fabricante.

A Figura 30 demonstra os passos específicos de colocação, sugeridos pelo fabricante, de uma cápsula unitária de resina SonicFill™2, cor A3, na peça de mão KaVo MULTIflex.

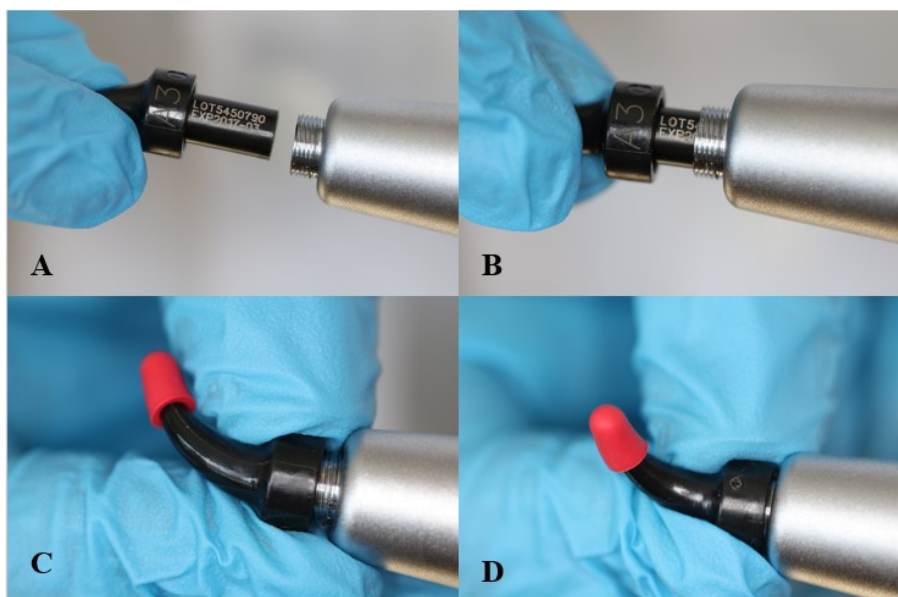


Figura 30 – Colocação de uma cápsula unidose SonicFill™2 (Kerr) na peça de mão KaVo MULTIflex (A – Tampa protetora final removida para inserção da cápsula na entrada correspondente; B – Encaixe da cápsula; C – Pressão moderada na ponta e rotação da cápsula no sentido dos ponteiros do relógio; D – Ajuste da cápsula confirmado pela ausência de espaço entre a base da cápsula unidose e a peça de mão).

Previamente à ativação sónica, foi regulada a velocidade de dispensa da resina SonicFill™2, considerando-se a velocidade 3 (intermédia), como demonstrado na Figura 31.



Figura 31 - Configuração da velocidade 3 para dispensa do material restaurador, na peça de mão KaVo MULTIflex.

A Figura 32 apresenta a peça de mão KaVo MULTIflex com a cápsula devidamente colocada e a velocidade regulada.



Figura 32 - Peça de mão KaVo MULTIflex acoplada ao adaptador do compressor, com a cápsula unidose instalada e com velocidade regulada.

A Figura 33 exemplifica o procedimento realizado para a colocação da amostra de SonicFill™2 num dos moldes experimentais.

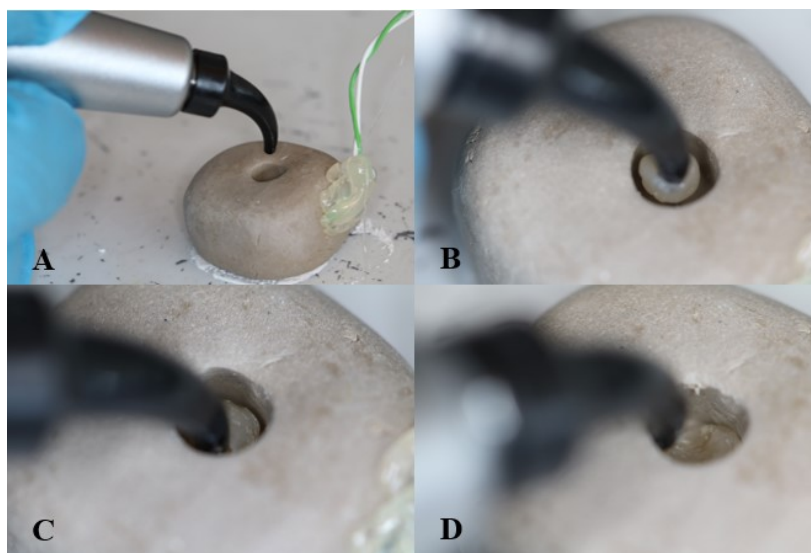


Figura 33 – Manipulação da resina SonicFill™2 (Kerr)

(A – Aproximação da peça de mão da cavidade; B – Colocação da ponta da cápsula no fundo da cavidade e ativação da peça de mão para dispensa do material restaurador com pressão no pedal do compressor; C – Ponta da cápsula contida no material durante toda a ativação; D – Movimento de desinserção no sentido oclusal, com preenchimento gradual da cavidade).

IV.6.3. Procedimento para a Fotopolimerização dos Espécimes de Resina Bulk-Fill

Previamente ao início de cada protocolo de fotopolimerização recomendado pelos respetivos fabricantes, foram analisados tanto o estado do indicador de estado de carga do fotopolimerizador, verificando-se para todas as observações que o acumulador se

encontrava carregado (Figura 34); como os valores de medição da intensidade luminosa a partir da ativação da luz na estação de carga, verificando-se sempre a iluminação dos 5 LEDs, correspondendo a valores de 100%, de acordo com as especificações do fabricante (Figura 35) (3M™ESPE, 2015).



Figura 34 – Fotopolimerizador carregado.

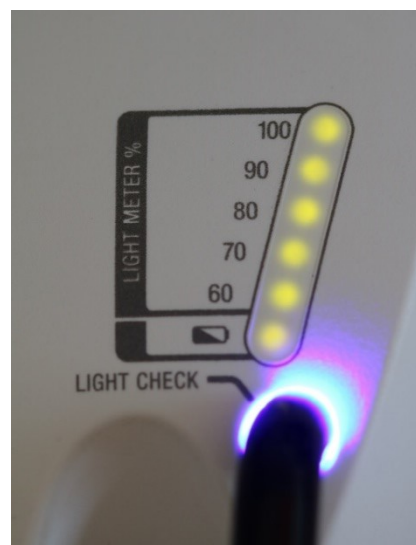


Figura 35 – Avaliação da intensidade da fonte de luz no radiômetro incorporado na base do fotopolimerizador.

Antes da ativação da unidade fotopolimerizadora referida, foram regulados os tempos de exposição para cada tipo de resina estudada, de acordo com o procedimento restaurador para classes I de Black, como indicado pelos respectivos fabricantes (Figuras 36A e 36B).

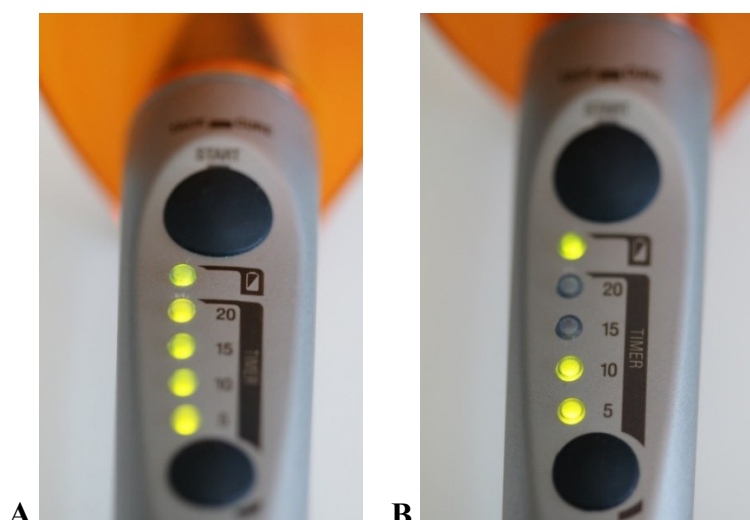


Figura 36 – Programação dos tempos de fotopolimerização de acordo com os respectivos fabricantes
(A – Tempo de exposição: 20 segundos (Filtek™ Bulk-Fill, 3M™ESPE);
B – Tempo de exposição: 10 segundos (SonicFill™2, Kerr)).

Após a colocação de cada amostra de resina no molde experimental, a adequada compactação e a remoção dos excessos de material, foi aplicada na sua superfície um segmento de matriz de acetato de 0,05 mm de espessura, conforme a Figura 37 (Stripmat®, POLYDENTIA^{SA}, Mezzovico, Switzerland).

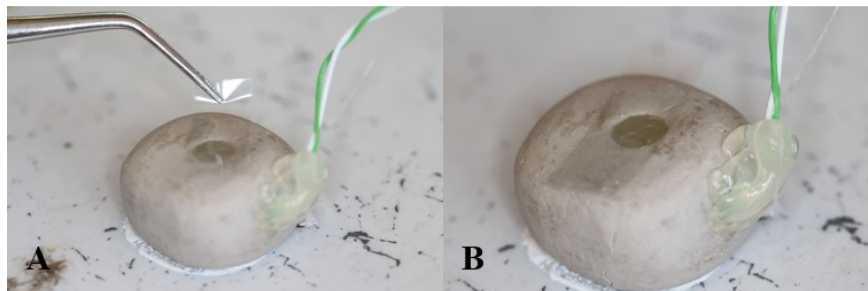


Figura 37 – Colocação de matriz de acetato (Stripmat®, POLYDENTIA^{SA}, Mezzovico, Switzerland)

(**A** – Matriz colocada com o auxílio de uma pinça;
B – Matriz em repouso sobre a superfície da amostra).

Seguidamente, o cabo emissor de luz foi colocado o mais próximo possível da amostra de resina a fotopolimerizar, apresentando-se em repouso sobre o segmento de matriz de acetato (Figura 38).

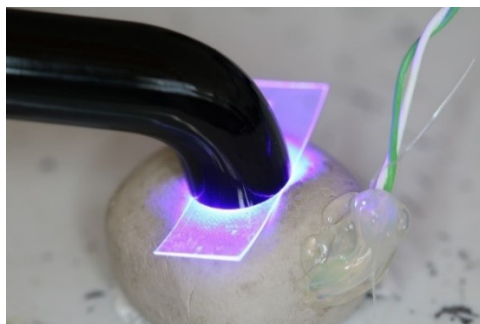


Figura 38 - Fotopolimerização dos espécimes com cabo emissor de luz sobre a matriz de acetato.

A Figura 39 da página seguinte representa, esquematicamente, o protocolo de fotopolimerização para os três grupos de cada resina estudada.

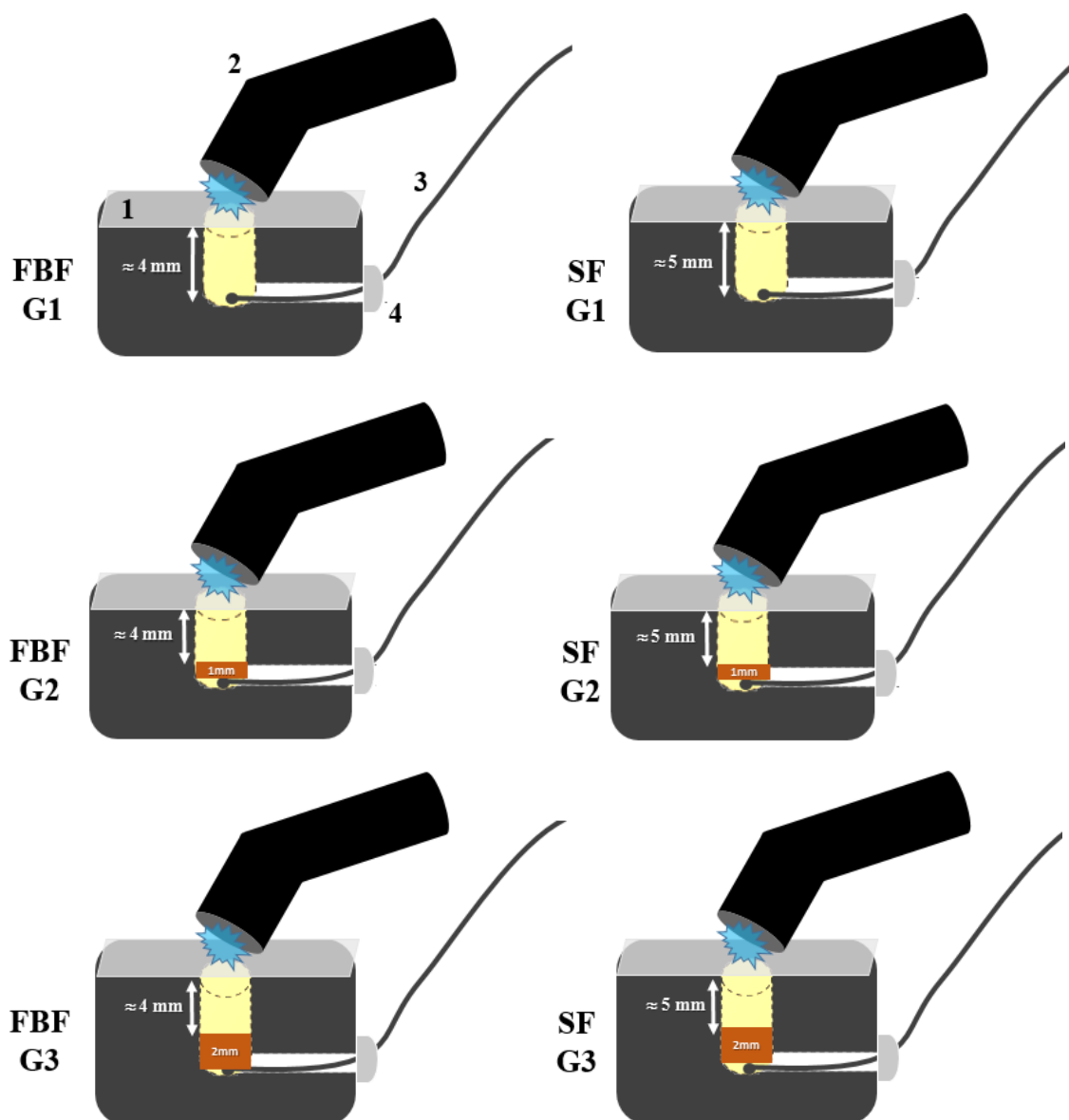


Figura 39 – Representação do protocolo de fotopolimerização dos espécimes dos Grupos 1, 2 e 3.

Legenda:

FBF (G1, G2 e G3) – Moldes experimentais com resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE) correspondentes aos Grupos 1, 2 e 3, respetivamente;

SF (G1, G2 e G3) – Moldes experimentais com resina SonicFill™2 (Kerr) correspondentes aos Grupos 1, 2 e 3, respetivamente;

1 – Tira de matriz de acetato;

2 - Cabo emissor de luz do fotopolimerizador (Elipar™ DeepCure-S, 3M™ESPE);

3 - Termopar principal tipo K (LABFACILITY Z2-K-1M);

4 - Cola de silicone;

1mm - Remanescente dentinário com 1 mm de espessura;

2mm - Remanescente dentinário com 2 mm de espessura.

Nota: As representações não se encontram à escala tridimensional real.

V. RESULTADOS

Os valores de temperatura foram registados com auxílio do *software* MATLAB7 (*MATrix LABoratory*), versão 7.0 para *Windows*, e posteriormente introduzidos no *software* Microsoft Excel para possibilitar uma disposição de dados mais imediata para posterior análise estatística descritiva e inferencial.

A análise estatística inferencial foi efetuada com recurso ao *software* SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*), versão 23.0 para *Windows*, sob orientação do Prof. Doutor Luís Proença, do Departamento de Estatística do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz.

A adequação à normalidade foi confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$), assim como a homogeneidade das variâncias, possibilitando a aplicação do teste ANOVA *two-way* com *design* misto. Considerou-se o nível de significância de 5% ($p < 0,05$). O teste *post-hoc* de Tukey foi aplicado para avaliar eventuais diferenças entre os valores médios dos grupos.

Para cada um dos dez espécimes obtidos em cada grupo, foi calculada a média dos valores de temperatura registados, considerando intervalos de tempo de cinco segundos, sendo que o intervalo inicial representado por $t=0$, zero (segundos), compreende a média dos valores de temperatura registados nos primeiros cinco segundos (exclusive) da experiência, ou seja, $t=[0; 5[$; e o $t=120$ (segundos) corresponde à média dos valores de temperatura registados nos últimos cinco segundos da experiência (inclusive), ou seja, $t=[115; 120]$. O intervalo correspondente a $t=120$ (segundos) foi considerado o instante final do registo da temperatura por se observar a estabilização da temperatura nesse momento, na maioria dos espécimes estudados, sob as condições experimentais. Seguidamente, foram elaborados os gráficos correspondentes aos perfis de variação da temperatura para cada grupo estudado, com os valores de temperatura médios ($^{\circ}\text{C}$) registados em função dos intervalos de tempo (intervalos de 5 segundos) previamente mencionados.

Por sua vez, os intervalos de tempo supracitados foram agrupados nos Intervalos Pré-Fotopolimerização (t_1), de Fotopolimerização (t_2) e Pós-Fotopolimerização (t_3) para conveniência de ambas as análises.

V.1. Análise Descritiva e Inferencial da Variação da Temperatura para a Resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE)

A partir da análise da Tabela 4, é possível observar que o Intervalo de Fotopolimerização (t2) apresentou valores médios de temperatura (°C) mais elevados, por compreender o pico (médio) de temperatura registado, para cada grupo. Neste intervalo, foi o Grupo 1 que apresentou um valor médio de temperatura (38,19°C) superior face aos restantes grupos. Esta análise é clarificada através da observação dos gráficos das Figuras 40 e 41.

É possível inferir que o fator tempo é estatisticamente significativo ($p < 0,001$) e que, relativamente aos intervalos de tempo considerados, observaram-se diferenças estatisticamente significativas entre os Intervalos Pré-Fotopolimerização (t1) e de Fotopolimerização (t2) e entre o primeiro e o Intervalo Pós-Fotopolimerização (t3) ($p < 0,001$). Entre os intervalos t2 e t3 não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p = 0,814$).

No que concerne à análise entre grupos, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas para cada intervalo de tempo considerado ($p > 0,05$).

Tabela 4 – Valores médios de temperatura (°C) e respetivo valor do Desvio Padrão, registados para os grupos estudados da resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE) (t1 – Intervalo Pré-Fotopolimerização; t2 – Intervalo de Fotopolimerização; t3 – Intervalo Pós-Fotopolimerização).

	t1	t2	t3
G1	33,33 ± 0,34 ^{a, A}	38,19 ± 3,83 ^{b, A}	37,68 ± 1,42 ^{b, A}
G2	34,66 ± 0,33 ^{a, A}	37,67 ± 0,87 ^{b, A}	36,69 ± 0,62 ^{b, A}
G3	34,73 ± 0,19 ^{a, A}	36,65 ± 1,54 ^{b, A}	36,33 ± 0,73 ^{b, A}
<p><i>Análise entre Intervalos:</i> Letras minúsculas diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas entre intervalos de tempo para o mesmo grupo ($p < 0,05$).</p> <p><i>Análise entre Grupos:</i> Letras maiúsculas iguais indicam ausência de diferenças estatisticamente significativas entre grupos nos diferentes intervalos de tempo ($p > 0,05$).</p>			

O gráfico da Figura 40 representa o perfil da variação da temperatura para os três grupos considerados, da resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE).

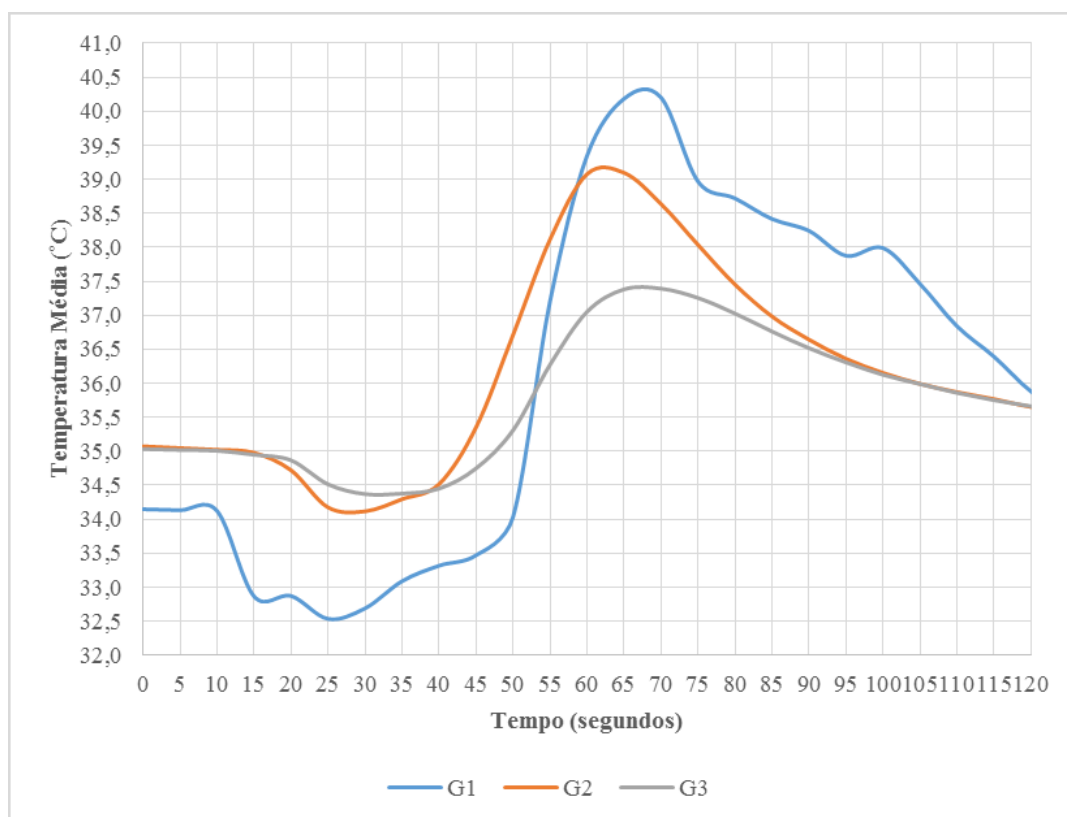


Figura 40 – Perfil da variação da temperatura média (°C) registrada em função do tempo (segundos) da resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE).

O gráfico da Figura 41 apresenta a distribuição do perfil da variação da temperatura para os três grupos considerados, da resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE).

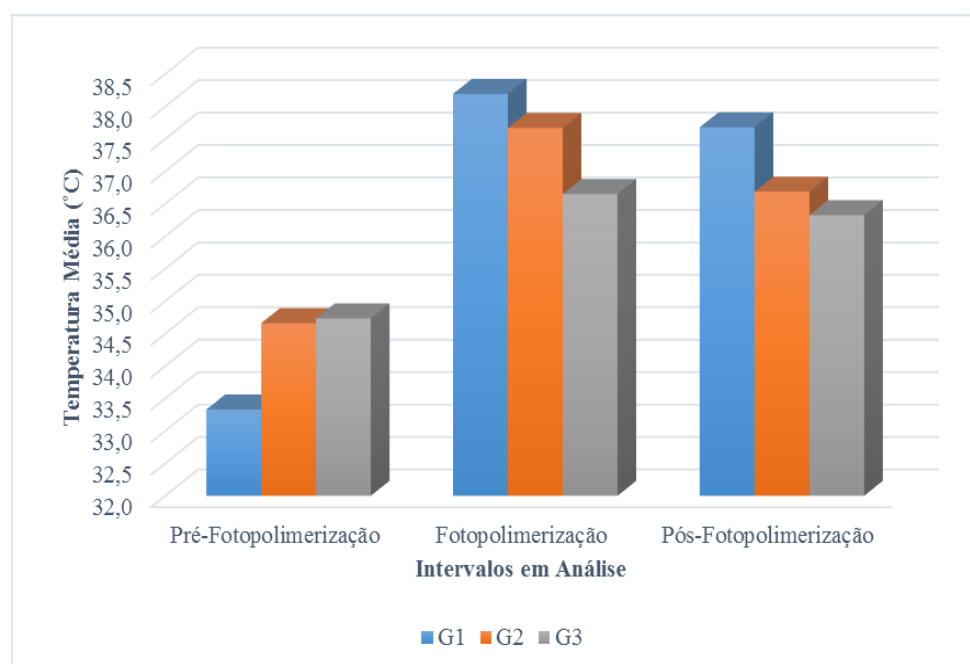


Figura 41 – Distribuição dos valores médios de temperatura (°C) em função dos Intervalos Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização, para os Grupos 1, 2 e 3 da resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE).

V.2. Análise Descritiva e Inferencial da Variação da Temperatura para a Resina SonicFill™2 (Kerr)

A partir da análise da Tabela 5, é possível observar que o Intervalo de Fotopolimerização (t2) apresentou valores médios de temperatura (°C) superiores aos restantes por compreender o pico (médio) de temperatura registado, em todos os grupos, à exceção do Grupo 3. Neste intervalo, foi o Grupo 1 que apresentou um valor médio de temperatura (36,89°C) superior face aos restantes grupos. Esta análise é clarificada através da observação dos Gráficos das Figuras 42 e 43.

É possível inferir que o Intervalo Pré-Fotopolimerização (t1) reflete um comportamento distinto dos Intervalos de Fotopolimerização (t2) e Pós-Fotopolimerização (t3) por se verificarem diferenças estatisticamente significativas na comparação entre o Intervalo Pré-Fotopolimerização (t1) com os restantes intervalos ($p < 0,001$). Contudo, os intervalos t2 e t3 não apresentaram diferença estatística ($p = 1,000$).

No que concerne à análise entre grupos, o Grupo 1, que compreende apenas a espessura de resina recomendada pelo fabricante, apresenta diferenças significativas face aos Grupos 2 ($p = 0,043$) e 3 ($p = 0,015$) que contemplam discos de dentina de 1 e 2 mm, respetivamente. Por outro lado, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os Grupos 2 e 3 ($p > 0,05$).

Tabela 5 – Valores médios de temperatura (°C) e respetivo valor do Desvio Padrão, registados para os grupos estudados da resina SonicFill™2 (Kerr) (t1 – Intervalo Pré-Fotopolimerização; t2 – Intervalo de Fotopolimerização; t3 – Intervalo Pós-Fotopolimerização).

	t1	t2	t3
G1	35,64 ± 0,50 ^{a, A}	36,89 ± 1,35 ^{b, A}	36,50 ± 0,88 ^{b, A}
G2	35,46 ± 0,23 ^{a, B}	35,96 ± 0,66 ^{b, B}	35,73 ± 0,59 ^{b, B}
G3	35,50 ± 0,32 ^{a, B}	35,51 ± 0,51 ^{b, B}	35,76 ± 0,62 ^{b, B}
<p><i>Análise entre Intervalos:</i> Letras minúsculas diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas entre intervalos de tempo para o mesmo grupo ($p < 0,05$).</p> <p><i>Análise entre Grupos:</i> Letras maiúsculas diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas entre grupos nos diferentes intervalos de tempo ($p < 0,05$).</p>			

O gráfico da Figura 42 representa o perfil da variação da temperatura para os três grupos considerados, da SonicFill™2 (Kerr).

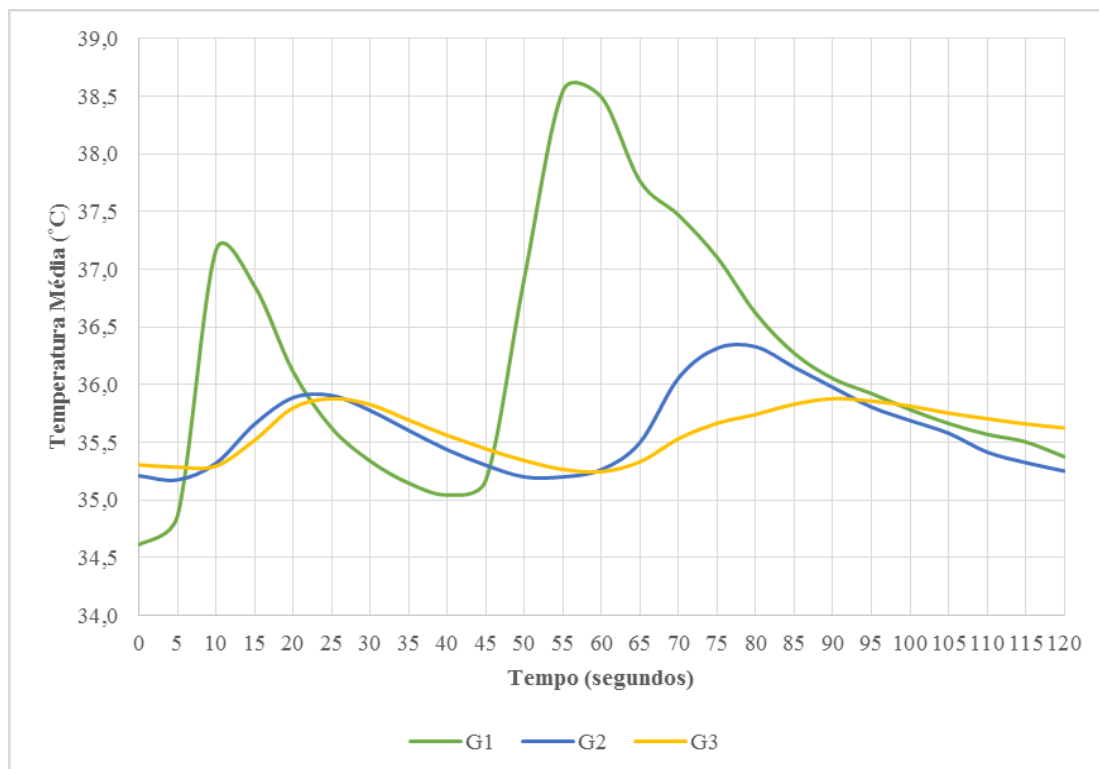


Figura 42 – Perfil da variação da temperatura média (°C) registada em função do tempo (segundos) da resina SonicFill™2 (Kerr).

O gráfico da Figura 43 apresenta a distribuição do perfil da variação da temperatura para os três grupos considerados, da resina SonicFill™2 (Kerr).

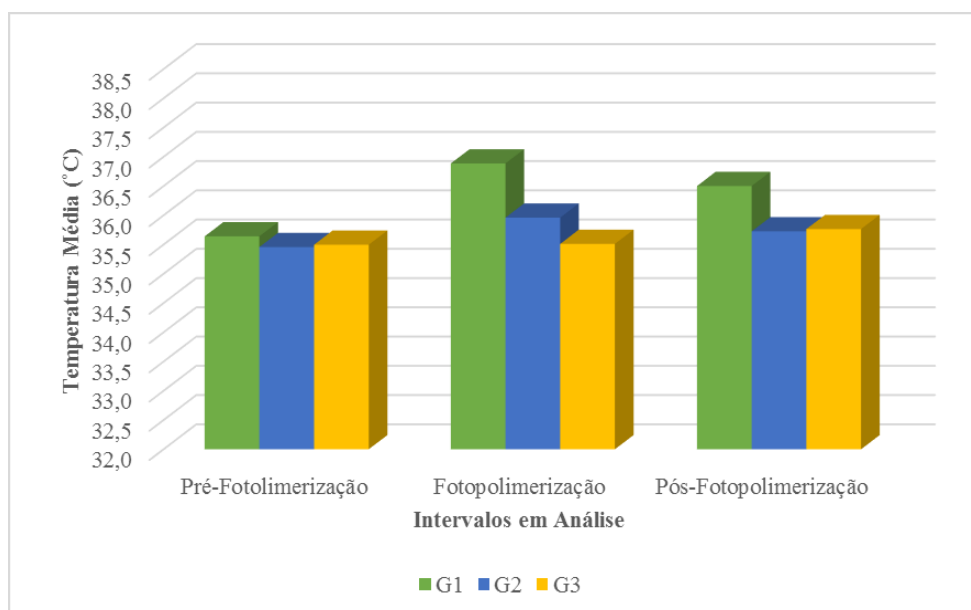


Figura 43 – Distribuição dos valores médios de temperatura (°C) em função dos Intervalos Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização, para os Grupos 1, 2 e 3 da resina SonicFill™2 (Kerr).

V.3. Análise Inferencial da Variação da Temperatura para as Resinas Filtek™ Bulk Fill e SonicFill™2

Os gráficos das Figuras 44 a 46 apresentam uma comparação entre as duas resinas estudadas para cada intervalo de tempo considerado, com base nos valores médios de temperatura para os Grupos 1, 2 e 3, relacionados nas Tabelas 6, 7 e 8, respetivamente.

Tabela 6 – Valores médios de temperatura (°C) e respetivo valor do Desvio Padrão, registados para o Grupo 1 de cada resina Bulk-Fill (t1 – Intervalo Pré-Fotopolimerização; t2 – Intervalo de Fotopolimerização; t3 – Intervalo Pós-Fotopolimerização).

	t1	t2	t3
G1 (FBF)	33,33 ± 0,34	38,19 ± 3,83	37,68 ± 1,42
G1 (SF)	35,64 ± 0,50	36,89 ± 1,35	36,50 ± 0,88

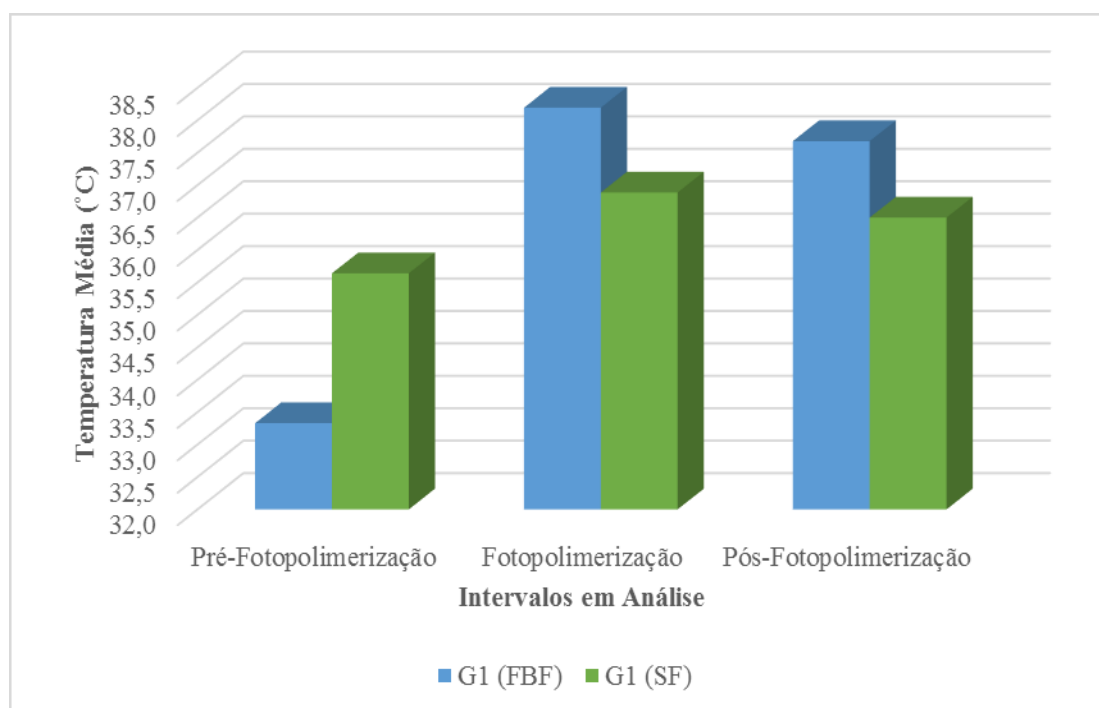


Figura 44 – Distribuição dos valores médios de temperatura (°C) em função dos Intervalos Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização, para o Grupo 1 de cada resina Bulk-Fill.

Tabela 7 – Valores médios de temperatura (°C) e respetivo valor do Desvio Padrão, registados para o Grupo 2 de cada resina Bulk-Fill (t1 – Intervalo Pré-Fotopolimerização; t2 – Intervalo de Fotopolimerização; t3 – Intervalo Pós-Fotopolimerização).

	t1	t2	t3
G2 (FBF)	34,66 ± 0,33	37,67 ± 0,87	36,69 ± 0,62
G2 (SF)	35,46 ± 0,23	35,96 ± 0,66	35,73 ± 0,59

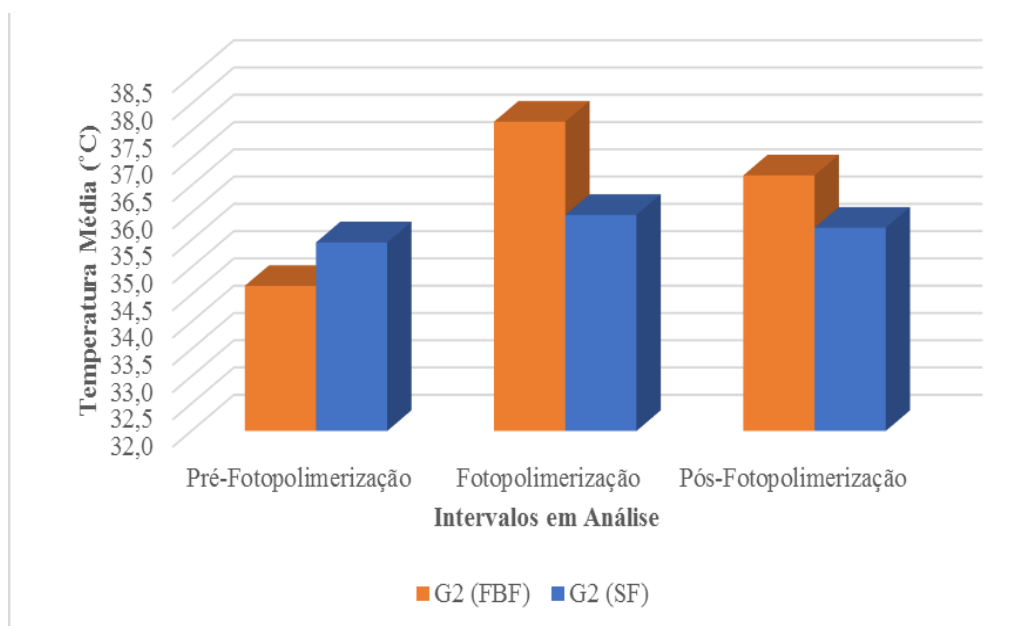


Figura 45 – Distribuição dos valores médios de temperatura (°C) em função dos Intervalos Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização, para o Grupo 2 de cada resina *Bulk-Fill*.

Tabela 8 – Valores médios de temperatura (°C) e respectivo valor do Desvio Padrão, registados para o Grupo 3 de cada resina *Bulk-Fill* (t1 – Intervalo Pré-Fotopolimerização; t2 – Intervalo de Fotopolimerização; t3 – Intervalo Pós-Fotopolimerização)..

	t1	t2	t3
G3 (FBF)	34,73 ± 0,19	36,65 ± 1,54	36,33 ± 0,73
G3 (SF)	35,50 ± 0,32	35,51 ± 0,51	35,76 ± 0,62

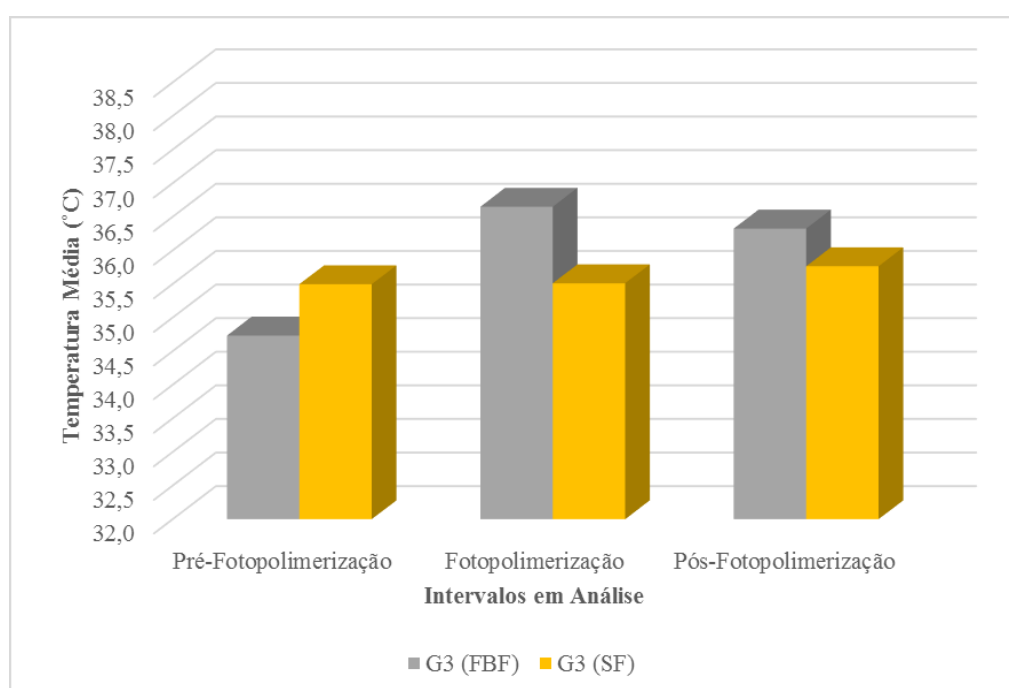


Figura 46 – Distribuição dos valores médios de temperatura (°C) em função dos Intervalos Pré, Intra e Pós-Fotopolimerização, para o Grupo 3 de cada resina *Bulk-Fill*.

Na Tabela 9 estão expressos os valores médios da variação da temperatura, ΔT ($^{\circ}\text{C}$), durante a fotopolimerização, para cada grupo de resinas estudadas, obtidos segundo a diferença entre os valores exatos registados, calculada através da seguinte equação: $\Delta T_{\text{Fotopolimerização}} = T_{\text{Máxima}} - T_{\text{Basal}}$, sendo a $T_{\text{Máxima}}$ o máximo valor registado em graus Celsius ($^{\circ}\text{C}$) para as resinas Filtek™ Bulk-Fill e SonicFill™2. Para ambas as resinas e em todos os grupos à excepção de G3 da resina SF, o máximo valor de T° registado encontrava-se no Intervalo de Fotopolimerização (t_2). No G3 da SF, este valor foi observado na pós-fotopolimerização (t_3), apesar de em t_2 se ter observado igualmente um pico térmico mas de menor valor. A T_{Basal} correspondeu ao valor mínimo registado previamente ao aumento significativo da temperatura, no momento da ativação do fotopolimerizador.

Tabela 9 – Valores médios da variação de temperatura, ΔT ($^{\circ}\text{C}$), durante a fotopolimerização consoante a resina e os grupos em estudo.

Resina	Grupos	ΔT ($^{\circ}\text{C}$) durante a fotopolimerização
Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE)	1	$11,53 \pm 1,56$
	2	$4,93 \pm 1,31$
	3	$3,32 \pm 1,66$
SonicFill™2 (Kerr)	1	$5,39 \pm 1,11$
	2	$1,54 \pm 0,49$
	3	$0,94 \pm 0,24$

VI. DISCUSSÃO

As resinas compostas são um material restaurador quotidianamente aplicado na prática clínica que, ao dispensarem preparos invasivos e ao aliarem as técnicas adesivas atuais, cumprem alguns requisitos de uma Dentisteria Conservadora. Atualmente, são levantadas questões sobre a contração do material e o aumento da temperatura durante a fotopolimerização.

Este estudo *in vitro* avaliou a variação da temperatura durante a fotopolimerização de duas resinas *Bulk-Fill* de alta viscosidade e o contributo de remanescentes dentinários de 1 e 2 mm de espessura para esta variação.

A temperatura registada durante a fotopolimerização é resultante não só da reação exotérmica de polimerização da rede monomérica *per se*, mas também está relacionada, em maior escala, com características da unidade fotopolimerizadora, como o tipo e a intensidade da luz emitida, o protocolo de fotopolimerização, as características do material, a espessura e integridade do remanescente dentinário e a presença de bases cavitárias.

VI.1. Seleção dos Materiais

Considerando a gama de resinas *Bulk-Fill* disponível no mercado, foram escolhidas duas marcas com diferentes métodos de colocação e tempos de fotopolimerização, mas ambas da última geração de *Bulk-Fill* de alta viscosidade e com o mesmo sistema fotoiniciador (canforoquinona e amina terciária).

A resina Filtek™ Bulk-Fill (3M™ESPE) apresenta-se como uma resina composta com um método de colocação convencional, enquanto a SonicFill™2 (Kerr) foi recentemente introduzida no mercado e permite uma colocação de material através da ativação sónica por uma peça de mão exclusiva da marca. Ambas não têm, por isso, estudos recentes. Foram solicitadas aos respetivos fabricantes na cor A3.

Foi escolhido o Fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-S (3M™ESPE), uma vez que, para além de ser do mesmo fabricante que uma das marcas utilizadas, apresenta uma emissão de LED de alta intensidade e foi recentemente introduzido no mercado, direcionado para uma fotopolimerização das resinas *Bulk-Fill*. Apesar de não ser da

mesma marca que a outra resina estudada, não invalidou o protocolo de fotopolimerização da resina SonicFill™2, uma vez que a intensidade emitida era compatível com a sugerida pelo fabricante (Kerr, 2015a).

VI.2. Seleção da Metodologia Laboratorial

As normas ISO não contemplam *guidelines* para os procedimentos de medição de temperatura em materiais dentários.

Os discos de dentina obtidos foram conservados em água destilada após o seu corte, para conveniência no transporte e armazenamento. Assim, estes foram usados para simular a parede pulpar com uma espessura de 1 e 2 mm respetivamente, representando situações clínicas com remanescentes dentinários distintos. Com auxílio de uma espátula angulada, foi colocada uma camada de pasta térmica na superfície dentinária que iria contactar com a ponta do termopar principal, para otimizar a leitura térmica através da criação de uma *interface* entre estas duas superfícies sólidas.

A argila branca natural com reação de presa à temperatura ambiente foi utilizada neste estudo para obtenção dos moldes experimentais, por sugestão do Departamento de Ciências dos Materiais (DCM) da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL), uma vez que apresenta um valor de condutividade térmica semelhante ao valor de $0,57 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$ da dentina (Anusavice *et al.*, 2013). Apesar de este comportamento ser mais evidente na argila com tratamento a altas temperaturas, e a formulação da argila usada não requerer obrigatoriamente esta abordagem, foi um material de fácil manipulação e que permitiu realizar o protocolo de medição da temperatura para cada amostra em tempo útil, por comparação com outros materiais abordados no estudo-piloto realizado *a priori*.

Foram simuladas cavidades classe I de Black oclusais para conter melhor o material e para facilitar a simulação da posição do termopar principal no centro da parede pulpar, sendo esse o local de foco da medição.

Para além de o circuito experimental ter sido sugerido mediante os recursos materiais e o equipamento disponíveis no Centro de Investigação de Materiais | Instituto de Nanoestruturas, Nanomodelação e Nanofabricação (CENIMAT|I3N), da Faculdade

de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL), a metodologia do protocolo de medição da temperatura com termopares não é recente, tendo sido aplicada em diversos estudos previamente apresentados (Masutani *et al.*, 1988; Hanning & Bott, 1999; Loney & Price, 2001; Ratih *et al.*, 2007; Dogan, Hubbezoglu, Dogan, Bolayir & Demir, 2009; Mousavinasab *et al.*, 2012).

A emissão de calor realizou-se exclusivamente na base do molde experimental e não em toda a sua extensão devido à colocação deste sobre uma placa de aquecimento. A incorporação de duas resistências térmicas durante a confeção do molde experimental seria uma alternativa que possibilitaria um aquecimento uniforme deste; contudo, a necessidade de fragmentar o molde experimental após cada medição para o separar da resina e assim libertar o termopar principal, tornar-se-ia inviável e implicaria um compromisso inoportável de recursos materiais. A metodologia apresentada permitiu utilizar várias vezes o mesmo termopar principal, sendo sempre verificada a sua viabilidade e competência para uma nova medição.

O aquecimento exclusivo da base do molde e a criação da *interface* com pasta térmica permitiu a captação de uma temperatura estável e aproximada da expetável no ser humano ($35^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) sendo que, durante um procedimento restaurador, nem toda a superfície dentária está à mesma temperatura, por influência de fatores externos como a refrigeração dos instrumentos rotatórios e do jato ar/água do equipamento, implicados durante o procedimento de preparação cavitária e aplicação do sistema adesivo.

A presença de um termopar secundário, cuja extremidade responsável pela medição da temperatura estava assente na bandeja da placa térmica, permitiu um controlo da temperatura ao nível da placa de aquecimento, por forma a comparar com a temperatura que estava a ser realmente medida pelo termopar principal no interior do molde.

Ambos os protocolos foram realizados de acordo com as indicações dos fabricantes, para cada material.

No que se refere ao Protocolo Experimental da Avaliação da Variação da Temperatura, para a resina SonicFill™2, a peça de mão KaVo MULTiflex foi regulada para a intensidade intermédia de 3, numa escala de 1 a 5, sendo que 1 é a intensidade mais baixa e 5 a intensidade mais elevada.

Previamente ao procedimento de fotopolimerização dos espécimes de resina *Bulk-Fill*, foi confirmada a intensidade luminosa da luz emitida pelo fotopolimerizador, sendo indicado pela estação de carga o valor de 100% para todas as medições. Por este valor ser expresso em percentagem e ser indicado numa escala de 60 a 100%, em intervalos de 10%, não nos indica o valor exato de intensidade medido naquele instante, podendo não corresponder verdadeiramente aos 100% indicados. De notar que este valor de intensidade foi medido por meio de um estrito contacto entre a extremidade do cabo emissor de luz e o respetivo local de medição na estação de carga do fotopolimerizador, sendo que poderá não corresponder à intensidade que atingirá o material no caso de uma situação clínica de restauração devido à distância que poderá existir entre o cabo emissor de luz e o incremento de material (Corciolani *et al.*, 2008; Price *et al.*, 2011). Price *et al.* (2011) sublinharam que os valores indicados pelo fabricante para os tempos de exposição, relacionados com o valor medido por um radiómetro obtido em condições ideais, nem sempre refletem a real intensidade da luz emitida e, consequentemente, a duração adequada para a fotopolimerização de restaurações mais profundas.

Assim, e para simular uma situação clínica ideal, considerou-se a colocação de uma fina tira de matriz de acetato na superfície da amostra a fotopolimerizar para maximizar a superfície de contacto entre a extremidade do cabo emissor de luz e o espécime em estudo, e assim permitir a colocação deste o mais perpendicular possível para otimizar a transmissão da luz em profundidade (Leprince *et al.*, 2013; 3MTMESPE, 2015). Tal procedimento foi contemplado noutros estudos (Masutani *et al.*, 1988; Dogan *et al.*, 2009; Leprince *et al.*, 2011; Flury *et al.*, 2012).

Observou-se que a matriz de acetato ficava embaciada após o cumprimento dos protocolos de fotopolimerização correspondentes, denotando uma considerável produção de calor. Estima-se uma distância de, em média, 7 a 11 mm entre o cabo emissor de luz e a superfície da restauração no contexto clínico, sendo esta variável ao longo do tempo de exposição por dificuldade estática do operador, por exemplo. Neste caso, esta distância exerce influência na direção do feixe de luz e na dissipação de calor para o meio ambiente (Price *et al.*, 2011).

A temperatura inicial de cada medição foi regulada, segundo as condições experimentais, para o valor médio de 35°C ($\pm 1^\circ\text{C}$), por forma a aproximar-se da

temperatura corporal humana; porém, existem autores que mencionaram que a temperatura local numa restauração poderá atingir os 25°C dependendo do tipo de isolamento, da frequência de manipulação do jato de ar/água da equipa e da presença de anestesia local, por exemplo (Hofmann *et al.*, 2002; Lynch *et al.* 2014; Tauböck *et al.*, 2015). No presente estudo, não foi considerada a influência destes fatores.

VI.3. Análise da Variação da Temperatura

O Intervalo de Fotopolimerização (t2) apresentou valores superiores de temperatura face aos Intervalos de Pré-Fotopolimerização (t1) e de Pós-Fotopolimerização (t3), para todos os grupos de ambas as resinas, excetuando o Grupo 3 da resina SonicFill™2 que registou no Intervalo t3 um valor médio de temperatura superior ao do Intervalo t2. No G3 da resina SF, no Intervalo Pós-Fotopolimerização, não se verificaram diferenças significativas quanto aos valores médios das temperaturas, face ao Intervalo de Fotopolimerização. Uma justificação para esta proximidade de valores pode estar relacionada com o facto de ter sido considerada a Média dos valores de temperatura para cada intervalo, sendo que no último intervalo a paragem das medições foi realizada quando a temperatura estabilizou próximo dos valores de temperatura iniciais, em cada espécime, sob as condições experimentais. Em alguns espécimes a estabilização foi conseguida próximo da temperatura inicial, contrariamente a outros em que a estabilização acontecia mais lentamente, abrangendo temperaturas superiores.

A dimensão dos efeitos identificados na análise inferencial multivariada foi quantificada através do valor do Eta Parcial Quadrado. Foram identificados valores para a dimensão do efeito de interação tempo-grupo de 0,170 para a resina Filtek™ Bulk-Fill e de 0,211 para a resina SonicFill™2, podendo inferir-se que os grupos apresentam um comportamento semelhante ao longo do tempo, independentemente do tipo de resina. A dimensão do fator tempo, *per se*, é no entanto mais pronunciado na resina Filtek™ Bulk-Fill do que na resina SonicFill™2 (valores de Eta Parcial Quadrado de 0,944 e 0,170, respetivamente).

Da análise das tabelas e gráficos correspondentes a cada resina, é possível observar que o Grupo 1 registou variações de temperatura mais acentuadas e por vezes irregulares, apesar de a temperatura inicial ter sido de, aproximadamente, 1°C inferior à temperatura inicial dos restantes grupos. Tal pode ser explicado pela inclusão do termopar principal no espécime de resina, ficando este mais suscetível às variações de temperatura. Nos Grupos 2 e 3 verificou-se uma variação de temperatura mais suave devido à presença dos discos de dentina, que atenuaram essa variação.

Em relação à resina *SonicFill*TM2, da observação da Tabela 5 e dos gráficos das Figuras 42 e 43 salienta-se o registo do valor médio de temperatura superior no Intervalo de Pré-Fotopolimerização (35,64°C) do G1, em relação aos restantes grupos (Grupo 2: 35,46°C; Grupo 3: 35,50°C). As diferenças de décimas de grau registadas entre os Grupos 1, 2 e 3 e os Grupos 2 e 3 poderão ser resultado da aproximação da cânula da cápsula, durante a sua ativação, com a extremidade do termopar principal.

Através da observação do gráfico da Figura 44, que compara os valores médios de temperatura do Grupo 1 de cada resina, foi possível observar que no Intervalo de Pré-Fotopolimerização, no caso da resina *Filtek*TM Bulk-Fill, foram obtidos valores inferiores face à resina *SonicFill*TM2. Este comportamento era expetável por a *Filtek*TM Bulk-Fill apresentar uma colocação convencional, que pressupõe a dispensa do material a partir de uma seringa armazenada à temperatura ambiente ($\pm 21^{\circ}\text{C}$) para ser posteriormente colocado na cavidade que se encontrava a uma temperatura superior. Esta diferença térmica de mais de 10°C provocou um "choque térmico" que foi evidenciado pelo registo de valores médios de temperatura inferiores, igualmente potenciado pela inclusão do termopar principal no espécime de resina analisado que media a temperatura na base do orifício ($35^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$). Esta diferença entre temperaturas implicou uma diminuição dos valores médios registados pelo termopar principal, comparativamente com os valores do Grupo 1 da *SonicFill*TM2. Nesta última, os valores médios apresentaram-se superiores devido à ativação sónica que favoreceu o aumento da temperatura durante a colocação. Tal discrepância de valores não é verificada nos gráficos seguintes, devido à presença de remanescente dentinário, que impediu esta marcada variação de temperatura.

Por a relação dos tempos de exposição recomendados pelo fabricante entre as resinas *Filtek*TM Bulk-Fill (20 segundos) e *SonicFill*TM2 (10 segundos) ser o dobro, a

variação da temperatura no momento da fotopolimerização foi mais evidente nos grupos da primeira resina, notando-se uma relação direta entre o tempo de exposição e o aumento da temperatura.

Os métodos de colocação de cada resina foram evidenciados pelas diferenças nos Intervalos de Pré-Fotopolimerização, sendo que a Filtek™ Bulk-Fill apresentou apenas um pico de temperatura correspondente à reação de fotopolimerização, no intervalo respectivo, enquanto que a SonicFill™2 apresentou dois picos de temperatura, o primeiro no momento da sua colocação através da ativação sónica e o segundo no Intervalo de Fotopolimerização. Neste último caso, o primeiro pico foi inferior ao segundo.

Quanto mais fina se considerou a camada de remanescente dentinário, maior foi a temperatura absoluta medida. Isto pode ser explicado, em grande parte, pelas propriedades isolantes da resina composta e da dentina, na transmissão de energia térmica ao termopar principal, extrapolando-se esta propriedade para a situação *in vivo*. No entanto, não se observaram diferenças estatisticamente significativas entre grupos com espessuras diferentes de dentina (G2 e G3) nas duas resinas estudadas.

Foi no Intervalo de Fotopolimerização em que se registaram os valores médios de temperatura mais elevados pelo termopar principal, à excepção do G3 da resina SF, o qual apresentou o seu pico máximo no Intervalo Pós-Polimerização, mas sem diferença significativa face ao Intervalo de Fotopolimerização. Face a estes resultados e tendo sido observado um aumento de temperatura, em todos os espécimes de ambas as resinas, rejeita-se assim a 1ª Hipótese Nula.

De igual modo se rejeita a 2ª Hipótese Nula, dado que a presença de remanescente dentinário, nas espessuras de 1 e 2mm, não evitou variações de temperatura ao longo do processo de fotopolimerização.

Por outro lado, em ambas as resinas não se observaram diferenças estatisticamente significativas entre G2 e G3 ($p > 0,05$). Este resultado leva-nos a inferir que as diferentes espessuras dentinárias (1 mm vs 2 mm) não foram diferentes entre si na variação da temperatura, com o presente método laboratorial.

Na resina FBF não houve diferenças estatisticamente significativas entre grupos quando analisados por intervalos de tempo ($p > 0,05$). No entanto, o contrário foi

observado na resina SF, na qual G1, que compreende apenas a espessura de resina recomendada pelo fabricante, apresentou diferenças significativas face aos Grupos 2 ($p=0,043$) e 3 ($p=0,015$) que contemplam discos de dentina de 1 e 2 mm, respectivamente, pelo que para a resina SF pode-se considerar que a espessura de dentina exerce algum efeito de isolamento térmico. Perante estes resultados a 3ª Hipótese Nula é aceite para a resina FBF e rejeitada para a resina SF.

Masutani *et al.* (1988) referiu que uma reação de polimerização não termina no momento da inativação da unidade de luz, prolongando-se no tempo, daí verificar-se a estabilização da temperatura em valores próximos do pico máximo, após a fotopolimerização, em alguns espécimes.

De acordo com os resultados da variação da temperatura obtidos no presente estudo, sob as condições experimentais descritas e na presença de remanescente dentinário, verifica-se que estes não atingiram valores potencialmente nocivos, com base na referência térmica proposta por Zach & Cohen, em 1965.

O limite crítico inferior com risco de indução de alterações irreversíveis pulpaes foi primeiramente proposto por Zach & Cohen (1965) como sendo um aumento de 5,5°C para além da temperatura basal do espécime utilizado. Apesar das semelhanças morfológicas e biológicas com o ser humano, a espécie de primatas estudada pode diferir na temperatura oral basal, limitando uma direta extrapolação para o cenário biológico humano *in situ*. Foi demonstrado que as alterações histológicas verificadas para além deste valor mínimo sugerido por Zach & Cohen não seriam irreversíveis, como previamente analisado por Baldissara *et al.* (1997). Contudo, devem existir reservas perante a evidência de alterações histológicas compatíveis com lesões pulpaes irreversíveis. Apesar de não existir consenso, a margem de 5,5 °C proposta por Zach & Cohen tem sido considerada, assim como o limite máximo de 11,2°C proposto por Baldissara. Estes são valores de referência e a ter em consideração até que a ciência venha provar o contrário. Embora o exato valor de temperatura crítico capaz de induzir lesões pulpaes não ser conhecido, a variação de temperatura deve ser a menor possível (Baldissara *et al.*, 1997). Sabe-se que os estímulos térmicos provocam irritação no tecido pulpar, mas nem sempre houve uma correlação direta nos diversos estudos *in vivo* e *in vitro*, falando-se por isso num risco potencial, especialmente no que diz

respeito à fotopolimerização (Zach & Cohen, 1965; Baldissara *et al.*, 1997; Park *et al.*, 2010).

Ilie & Stark (2014) apontam para a falta de unanimidade face ao valor de intensidade ideal a que as resinas *Bulk-Fill* devem ser submetidas para uma adequada fotopolimerização uma vez que, de acordo com o estudo anterior de Ilie, Keßler & Durner (2013b), em condições *in vitro*, as características do material exercem influência nesse processo.

Quando a fotopolimerização era terminada, a temperatura diminuía gradualmente, numa velocidade inferior ao aumento, possivelmente devido a condições experimentais relacionadas com o molde experimental e com as propriedades de isolamento térmico da dentina.

Para valores de variação da temperatura durante a fotopolimerização, Loyd *et al.* (1986) sugeriram um aumento entre 1,5°C e 3,5°C; Hanning & Bott (1999) registaram um aumento de 7,3°C; e Loney & Price (2001) apontaram um aumento de 6,9°C. Contudo, estes estudos contemplaram fotopolimerizadores de diferentes gerações e de intensidade inferior à utilizada no presente estudo. Torna-se, assim, impossível prever o comportamento individual de cada dente face à variação da temperatura durante o processo de fotopolimerização.

No caso do fabricante do fotopolimerizador LED, Elipar™ DeepCure-S, este desaconselha expressamente a aplicação da fonte luminosa por um período de tempo ininterrupto superior aos 20 segundos recomendados, por forma a evitar o aquecimento excessivo da superfície exposta e consequentes danos biológicos. Mais recomenda, com o objetivo de minimizar o referido sobreaquecimento, o recurso a refrigeração externa com a aplicação de um fluxo de ar ou a polimerização com exposições intervaladas ou intermitentes em alternativa a uma polimerização única (3M™ESPE, 2015).

A escolha criteriosa de uma fonte de luz é crucial para o sucesso de uma restauração, na medida em que esta seja capaz de polimerizar em toda a profundidade o material restaurador colocado na cavidade (Christensen, 2012).

A experiência do clínico é preponderante para o sucesso de um tratamento restaurador, cuja adequação dos materiais às respetivas técnicas a cada situação clínica adquire relevo na longevidade desse tratamento.

Oberholzer *et al.* (2012) afirmaram, de acordo com Guiraldo *et al.* (2009), que a técnica de colocação do material restaurador influenciava as variações de temperatura intrapulpar. Isto pode ser confirmado através da análise descritiva, por comparação dos métodos de colocação de ambas as resinas estudadas, como abordado anteriormente.

O método experimental adotado e as condições ambientais a que este esteve inserido exerceram influência na variação da temperatura, contudo outros fatores existentes *in vivo* e *in situ* devem ser considerados (Al-Qudah *et al.*, 2007; Kwon *et al.*, 2013).

As resinas *Bulk-Fill* nem sempre poderão ser verdadeiras resinas para preenchimento “em bloco”, uma vez que grande parte das cavidades preparadas apresentam uma profundidade superior à recomendada pelos fabricantes, impossibilitando uma colocação num único passo. Para contornar esta limitação e otimizar as características do material, este poderá ser aplicado em duas etapas, conjugando diferentes consistências ou optando pelas futuras sucessoras *Bulk-Fill Dual-Cure* cujos fabricantes garantem uma profundidade de polimerização ilimitada.

A compreensão da evolução, das indicações, do funcionamento e da manutenção das fontes de luz LED, bem como as suas vantagens e limitações, revela-se de extrema importância para uma otimização do seu desempenho e para permitir uma escolha ponderada e adequada a cada situação clínica (Jandt & Mills, 2013). Deve existir uma manutenção regular das unidades de LED na medida em que se torna essencial verificar com um radiómetro a intensidade emitida.

As unidades fotopolimerizadoras de LED de alta intensidade têm tido destaque na prática clínica porém, até ao momento do presente estudo, não foram descritos na literatura casos de risco real de lesão pulpar cuja etiologia tenha sido associada ao estímulo térmico proveniente da fotopolimerização com luz de alta intensidade. Esta associação direta é por vezes negligenciada, uma vez que os danos pulpares irreversíveis provocados por estímulos físicos como a temperatura, não têm uma expressão biológica e clínica imediatas. Nos casos de lesão pulpar, outros fatores são atribuídos ao quadro clínico correspondente, como a presença de lesão de cárie secundária e a trauma resultante da instrumentação, entre outros (Park *et al.*, 2010; Fouad & Levin, 2013).

Park *et al.* (2010), face à incerta margem crítica de afeção pulpar por estímulos térmicos, aconselhou o tempo de exposição máximo de 20 segundos quando recorrendo a fotopolimerizadores de rendimento entre 1200 e 1600 W/cm² e de 10 segundos para fotopolimerizadores de rendimento entre 2000 e 3000 mW/cm², por forma a evitar ultrapassar o limite biológico suportado para a variação da temperatura. O tempo de exposição recomendado pelos fabricantes 3M™ESPE e Kerr não excedeu esse valor recomendado.

A preparação cavitária deve acontecer sob refrigeração e a aplicação de uma base ou *liner* de material para proteção pulpar indireta é recomendada caso a espessura de remanescente dentinário seja inferior a 0,5 mm (Kwon *et al.*, 2013; Lynch *et al.*, 2014). Ambos os autores propõem a colocação de uma base cavitária quando a parede pulpar é inferior a 0,5 mm, por forma a conferir uma proteção pulpar indireta.

É recomendada a aplicação de bases/*liners* já que estes demonstraram um comportamento isolante. No entanto, necessitam igualmente de ser submetidos a fotopolimerização para cumprirem esta sua função. Perante este facto, a sua fotopolimerização deve ser realizada com um fotopolimerizador com emissão de luz de menor intensidade, aliado ao aumento do tempo de exposição, por forma a garantir a sua correta polimerização na parede pulpar sem compromisso biológico. De seguida, o procedimento restaurador com a resina composta escolhida pode ser realizado de forma segura recorrendo à fotopolimerização com LEDs de alta intensidade, sem proteção pulpar indireta (Millen *et al.*, 2007).

Nem sempre a superfície emissora do cabo condutor de luz do fotopolimerizador apresenta uma emissão homogénea, variando a intensidade na sua extensão, provocando pontos de emissão de maior intensidade que outros (Price *et al.*, 2010, 2011).

Uma das indicações das resinas *Bulk-Fill* de alta viscosidade é a restauração direta em dentes decíduos. Neste caso, e pelo seu tamanho e anatomia, é válida a restauração num único incremento, caso as condições clínicas assim o permitam.

O estudo dos fenómenos biológicos, físicos e químicos inerentes à fotopolimerização das resinas *Bulk-Fill* carece de pesquisa científica a curto e longo prazo. Os estudos *in vivo* e *in vitro* revistos neste trabalho, apesar das suas limitações, por abordarem metodologias distintas e apresentarem resultados e relevância clínica

variados, convergem para a necessidade de ponderação e adequação do material restaurador a cada caso clínico, aliando técnicas de preparação cavitária, de manipulação do material e de fotopolimerização em uníssono para que seja alcançada a longevidade de uma restauração.

Na presença de discos de dentina, os valores de variação da temperatura registados foram inferiores ao valor crítico de 5,5°C considerado na literatura e proposto por Zach e Cohen (1965).

De notar que os avanços recentes verificados no domínio da Bionanotecnologia conduziram à criação de novos monómeros, inclusão de novas partículas de carga inorgânica e sistema de fotoiniciadores adequados à escala dos Materiais Dentários, bem como evidenciaram a transmissão de luz azul permitindo a colocação e a fotopolimerização de incrementos de até 4 a 5 mm com resinas *Bulk-Fill*.

A falta de consenso na literatura sobre o intervalo seguro de variação de temperatura durante os procedimentos dentários restauradores conduz à impossibilidade de garantir uma total segurança na relação entre o aumento da temperatura intrapulpar e o seu impacto biológico.

A otimização do processo de fotopolimerização está dependente de uma exposição adequada da luz ao material, de que resulta uma biocompatibilidade da restauração, que pressupõe as propriedades físicas mencionadas pelos fabricantes e, assim, a longevidade clínica da restauração. É conhecido que o tipo de fotopolimerizador e o modo de emissão de luz têm impacto na cinética da reação de polimerização e, consequentemente, na magnitude da contração do material e na otimização das suas características.

Verifica-se o consenso nos estudos acerca da relação proporcional inversa entre a espessura do remanescente dentinário e a temperatura intrapulpar, isto é, quanto maior for a espessura de remanescente dentinário, especialmente nas paredes pulpar ou axial da preparação cavitária, menor será a variação da temperatura intrapulpar durante o processo de fotopolimerização.

A polpa dentária apresenta-se vulnerável às variações de temperatura devido à baixa *compliance* do complexo em que está inserida e o seu limiar de tolerância a estes estímulos não é conhecida. A magnitude destas variações difere em concordância com

as características dos três principais agentes condicionantes: a unidade fotopolimerizadora, a resina composta aplicada e a espessura do remanescente dentinário.

Objetiva-se que as resinas *Bulk-Fill* de alta viscosidade disponíveis no mercado sejam colocadas em incrementos de 4 a 5 mm em cavidades posteriores. A espessura destes incrementos levanta questões sobre a real eficácia da fotopolimerização em profundidade, bem como acerca da integridade da força adesiva entre o material e a estrutura dentária.

Apesar de os valores registados não ultrapassarem os valores descritos considerados como *baseline* para a variação da temperatura, não deve ser menosprezado o efeito térmico da fotopolimerização.

É recomendada uma espessura maior ou igual a 1 e 2 mm de dentina remanescente para garantir um menor efeito da temperatura sobre o tecido vital, aquando da fotopolimerização com LEDs de terceira geração.

O Médico Dentista deve aplicar o seu pensamento crítico na adequação do material à situação clínica, bem como o instrumental necessário para a sua correta colocação e polimerização.

A fotopolimerização é um processo termofísico com significativo potencial na manutenção das características finais físicas, mecânicas e químicas do material restaurador que não deve ser dissociado das características intrínsecas do material.

As resinas *Bulk-Fill* nem sempre apresentaram resultados favoráveis nos diversos estudos *in vitro* que avaliaram as suas características. O grupo de resinas *Bulk-Fill* de alta viscosidade, face aos estudos mais recentes com simulação *in vitro* das condições biológicas orais, apresenta características vantajosas e de relevância clínica nos tratamentos restauradores diretos anteriores e posteriores e potencial aplicabilidade em cimentação de restaurações indiretas.

A técnica incremental continua a ser o procedimento de preenchimento cavitário mais lecionado no ensino pré-graduado pela sua evidente contribuição para minimizar os efeitos da contração de polimerização. A técnica de preenchimento “em bloco” das resinas *Bulk-Fill* renova o protocolo clínico, na medida em que permite a realização da restauração em menos tempo, ao dispensar a colocação de múltiplas camadas,

facilitando e agilizando o processo restaurador, sendo cómodo tanto para o Médico Dentista como para o paciente. Porém, é de crucial importância a colocação correta do material para garantir o sucesso a longo prazo da restauração.

O sucesso de um tratamento restaurador com a tecnologia adesiva não depende apenas do material que irá ser aplicado. A aplicação das técnicas adesivas requer uma atenção ao detalhe em todas as fases do procedimento. Os procedimentos devem ser realizados na presença de técnicas de isolamento absoluto, com a adequação dos procedimentos e tempos de aplicação do sistema adesivo, a correta escolha da unidade fotopolimerizadora e com o seu devido posicionamento, bem como a adequação dos tempos de exposição do material à intensidade da luz emitida, por forma a otimizar a reação de fotopolimerização. Nesta perspetiva, cada procedimento dita o sucesso do tratamento restaurador, a longo prazo.

Caso as condições de fotopolimerização não sejam ideais à concretização do protocolo recomendado pelo fabricante, é possível a colocação destas resinas pela técnica incremental.

Apesar deste novo grupo de resinas *Bulk-Fill* apresentar-se promissor na perspetiva laboratorial, são necessários estudos clínicos de longo prazo para validar significativamente a sua relevância e segurança clínicas.

O Médico Dentista deve salvaguardar o dente intervencionado contra estímulos térmicos exacerbados durante o procedimento de fotopolimerização. Este deve aperfeiçoar o seu protocolo de atuação a par dos avanços tecnológicos associados aos tempos modernos, exercendo o seu espírito crítico e advogando os princípios da Medicina Dentária Baseada na Evidência.

VI.4. Limitações do Estudo

O presente estudo apenas contemplou duas resinas *Bulk-Fill* de alta viscosidade, da cor A3, de uma vasta gama de resinas *Bulk-Fill* atualmente comercializadas com várias tonalidades, não sendo possível emitir uma generalização sobre este grupo. Adicionalmente, apenas foi testado um fotopolimerizador LED de alta intensidade, sendo que cada unidade fotopolimerizadora tem o seu único espectro de emissão e rendimento energético.

Nos moldes experimentais, apenas foram reproduzidas cavidades classe I de Black oclusais, não sendo possível inferir sobre o perfil térmico das resinas estudadas em outras cavidades, bem como o papel da transiluminação aconselhada pelo fabricante, no caso de classes II de Black, por exemplo.

Foram simuladas condições com espécimes de dentina hígidos, sem a presença de lesões de cárie. Em contexto clínico, o Médico Dentista realiza um procedimento restaurador minimamente invasivo com o intuito de remover uma lesão de cárie já existente, dando lugar a uma superfície de dentina sã e/ou afetada. Ambas as superfícies apresentam um comportamento térmico diferente, como evidenciado anteriormente no Subcapítulo I.2..

Este estudo apenas contemplou a variação decorrente da fotopolimerização, não inferindo sobre a influência térmica dos procedimentos de preparo cavitário e polimerização propriamente dita. A sinergia entre ambas as reações foi parcialmente estudada.

A destreza do operador perante a dificuldade em automatizar o procedimento de regulação da mesma temperatura inicial exata para todos os espécimes, bem como o controlo das variáveis laboratoriais, poderá ter sido um dos fatores responsáveis para que os picos de temperatura média não fossem atingidos nos mesmos intervalos de tempo.

São necessários mais estudos *in vivo* e *in vitro* para uma correta inferência do potencial e real efeito do processo de fotopolimerização com LEDs de alta intensidade incluindo, tanto quanto possível, material orgânico biológico.

As temperaturas registadas no presente estudo poderão refletir um cenário extremo, na medida em que se encontram ausentes mecanismos homeostáticos biológicos anteriormente relatados, ao redor do termopar principal.

Os resultados de estudos *in vitro*, apesar de divergentes, permitem transmitir informações relevantes e orientadoras do procedimento clínico, alertando para potenciais riscos da integridade pulpar. O presente estudo *in vitro* adquire uma relevância para a compreensão de determinadas características dos materiais restauradores em estudo, contudo não é comparável com um estudo *in vivo*, realizado em seres humanos ou animais. Questões de ordem ética seriam alvo de discussão,

colocando-se em questão a vitalidade dentária, mesmo com a realização de uma avaliação periódica com *follow-ups* regulares. Este estudo independente não permitiu inferir sobre o risco real de lesão pulpar. Os valores de temperatura obtidos não podem ser diretamente passíveis de extrapolação para a situação *in vivo* uma vez que as condições experimentais não contemplam os mecanismos de defesa biológicos de condução de calor *in situ*, como a microcirculação pulpar, o movimento intratubular do fluido dentinário e os tecidos periodontais envolventes.

Não foram considerados os sistemas adesivos recomendados pelos respetivos fabricantes de ambas as marcas, pelo que não se conseguiu avaliar a sua influência na variação da temperatura.

VI.5. Perspetivas Futuras

- Estudos Termográficos, com a captação de imagens ou gravação em tempo real através de uma câmara termográfica, do comportamento das resinas *Bulk-Fill* durante todas as fases do procedimento dentário, nomeadamente durante a fotopolimerização;
- Avaliar a variação da temperatura durante a colocação de Resina *SonicFill™2* (Kerr) através de velocidades superiores da peça de mão;
- Avaliar os sistemas adesivos recomendados pelo fabricante no contributo para o isolamento e proteção térmica do complexo pulpo-dentinário;
- Comparação das propriedades térmicas e mecânicas das resinas *Bulk-Fill* com recurso a espécimes biológicos de dentina afetada e sã;
- Efeito da transiluminação na variação da temperatura durante a fotopolimerização;
- Comparação de outras tonalidades na transmissão da luz e o seu impacto no comportamento térmico;
- Analisar o potencial de cimentação de peças indiretas com o pré-aquecimento das resinas *Bulk-Fill*;
- Avaliar o efeito de outras unidades de LED de alta intensidade na variação da temperatura durante a fotopolimerização;
- Investigação com culturas celulares para a determinação do valor da temperatura como critério biológico.

VII. CONCLUSÕES

Após a realização do presente estudo concluiu-se que:

- A reação de fotopolimerização implicou um aumento da temperatura em todos os espécimes estudados;
- A espessura da dentina apresentou uma relação inversa com o aumento da temperatura absoluta;
- No caso da resina FBF, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre o G1 e G2/G3, pelo que neste caso a espessura de dentina não apresentou uma capacidade de isolante térmica;
- No caso da resina SF, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas entre G1 e G2/G3, sendo que a espessura de dentina apresentou uma capacidade de isolante térmica. Porém, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre G2 e G3, pelo que as espessuras de remanescente dentinário de 1 e 2 mm favoreceram de igual modo a proteção face à variação da temperatura durante a fotopolimerização;
- A relevância do isolamento dentinário varia consoante o tipo de resina.

VIII. BIBLIOGRAFIA

- 3M™ESPE, Elipar™ DeepCure-S (2016). Technical Product Guide.
- 3M™ESPE, Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative (2014a). Instructions for Use.
- 3M™ESPE, Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative (2014b). Material Safety Data Sheet. Disponível em <http://multimedia.3m.com/mws/media/982238O/msds-3m-espe-filtek-bulk-fill-posterior-restorative.pdf?fn=70201098616.pdf>
- 3M™ESPE, Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative (2015). Technical Product Profile. Disponível em <http://multimedia.3m.com/mws/media/976634O/filtek-bulk-fill-posterior-restorative-technical-product-profile.pdf>
- Al-Qudah, A. A., Mitchell, C. A., Biagioni, P. A., e Hussey, D. L. (2005). Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *Journal of Dentistry*, 33, 593-602. doi: 10.1016/j.jdent.2005.01.010
- Al-Qudah, A. A., Mitchell, C. A., Biagioni, P. A., e Hussey, D. L. (2007). Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *Journal of Dentistry*, 35(3), 238-245. doi: 10.1016/j.jdent.2006.07.012
- Aldossary, M., e Santini, A. (2015a). Resin-Based Composite and LCU-related Factors Affecting the Degree of Cure. A Literature Review: Part 1. Resin-Based Composites. *Acta Medica Marisiensis*, 61(4), 255-260. doi: 10.1515/amma-2015-0127
- Aldossary, M., e Santini, A. (2015b). Resin-Based Composite and LCU-related Factors Affecting the Degree of Cure. A Literature Review: Part 2. Light Curing Units e Related Factors. *Acta Medica Marisiensis*, 61(4), 255-260. doi: 10.1515/amma-2015-0127
- Amano, T., Muramatsu, T., Amemiya, K., Kubo, K., e Shimono, M. (2006). Responses of rat pulp cells to heat stress in vitro. *Journal of Dental Research*, 85(5), 432-435. doi: 10.1177/154405910608500507

- Anusavice, K.J., Shen, C., e Rawls, H. R. (2013). *Phillips's Science of Dental Materials*. (12a edição). (USA): Elsevier Saunders.
- Asmussen, E. e Peutzfeldt, A. (2005). Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *European Journal of Oral Sciences*, 113, 96-98. doi: 10.1111/j.1600-0722.2004.00181.x
- Ástvaldsdóttir, Á., Dagerhamn, J., van Dijken, J. W. V., Naimi-Akbar, A., Sandborgh-Englund, G., Tranaeus, S. e Nilsson, M. (2015). Longevity of posterior resin composite restorations in adults - A systematic review. *Journal of Dentistry*, 43(8), 934-954. doi: 10.1016/j.jdent.2015.05.001
- Baldissara, P., Catapano, S., e Scotti, R. (1997). Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminar study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(11), 791-801. doi: 10.1111/j.1365-2842.1997.tb00278.x
- Bayraktar, Y., Ercan, E., Hamidi, M. M., e Çolak, H. (2016). One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 1-9. doi: 10.1111/jicd.12210
- Benetti, A. R., Havndrup-Pedersen, C., Honoré, D., Pedersen, M. K., e Pallesen, U. (2015). Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth of Cure, and Gap Formation. *Operative Dentistry*, 40(2), 190-200. doi: 10.2341/13-324-L
- Bicalho, A. A., Valdívia, A. D. C. M., Barreto, B. C. F., Tantbirojn, D., Versluis, A., e Soares, C. J. (2014). Incremental Filling Technique and Composite Material—Part II: Shrinkage and Shrinkage Stresses, *Operative Dentistry*, 39(2), 83–92. doi: 10.2341/12-442-L
- Bouillaguet, S., Caillot, G., Forchelet, J., Cattani-Lorente, M., Wataha, J. C., e Krejci, I. (2004). Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 72(2), 260-267. doi: 10.1002/jbm.b.30143

- Christensen, G. J. (2012, Janeiro). Advantages and Challenges of Bulk-Fill Resins. *Clinicians Report*, 5(1). 1-2.
Disponível em: <https://www.cliniciansreport.org/uploads/files/19/201201.pdf>
- Christensen, G. J. (2016, Abril). Products Rated Highly by Evaluators in CR Clinical Trials – Sonic Handpiece Placed Restorative with Improved Characteristics. *Clinicians Report*, 9(4), 8.
- Corciolani, G., Vichi, A., Davidson, C. L., e Ferrari, M. (2008). The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. *Operative Dentistry*, 33(3), 325-331. doi: 10.2341/07-94
- Czasch P., e Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 227-235. doi: 10.1007/s00784-012-0702-8
- Daronch, M., Rueggeberg, F. A., Hall, G., e De Goes, M. F. (2007). Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dental Materials*, 23(10), 1283-1288, doi: 10.1016/j.dental.2006.11.024
- Demarco, F. F., Corrêa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., e Opdam, N. J. M. (2012). Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dental Materials*, 28, 87-101. DOI: 10.1016/j.dental.2011.09.003
- DENTSPLY Caulk (2003). SureFil® High Density Posterior Restorative – 4 year Clinical Results. Disponível em: <http://www.dentsplymea.com/sites/default/files/Surefil%20Brochure.pdf>
- Didem, A., Gözde, Y., e Nurhan, Ö. (2014). Comparative Mechanical Properties of Bulk-Fill Resins. *Open Journal of Composite Materials*, 4(2), 117-121. doi: 10.4236/ojcm.2014.42013
- Dogan, A., Hubbezoglu, I., Dogan, O. M., Bolayir, G. e Demir, H. (2009). Temperature rise induced by various light curing units through human dentin. *Dental Materials Journal*, 28(3), 253-260. doi: 10.4012/dmj.28.253

- El-Damannhoury, H. M. e Platt, J. A. (2014). Polymerization Shrinkage Stress Kinetics and Related Properties of Bulk-fill Resin Composites. *Operative Dentistry*, 39(4), 374-382. doi: 10.2341/13-017-L
- Feilzer, A.J., Dooren, L. H., De Gee, A. J., e Davidson, C. L. (1995). Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *European Journal of Oral Science*, 103, 322-326. doi: 10.1111/j.1600-0722.1995.tb00033.x
- Ferracane, J. L. (2011). Resin Composite – State of the art. *Dental Materials*, 27, 29-38. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60046-8
- Flury, S., Hayoz, S., Peutzfeldt, A., Hüsler, J., e Lussi, A. (2012). Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials?. *Dental Materials*, 28(5), 521-528. doi: 10.1016/j.dental.2012.02.002
- Fouad, A. F. e Levin, L. (2013). Pulpal Reactions to Caries and Dental Procedures. Em K. M. Hargreaves e S. Cohen (Eds.), *Cohen's Pathways of the Pulp* (10ª edição, pp. 504-518). St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier.
- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., e Neiva, G. F. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry*, 39(4), 441-448. doi: 10.2341/12-484-L
- Goodis, H. E., Schein, B., e Stauffer, P. (1988). Temperature Changes Measured In Vivo at the Dentinoenamel Junction and Pulpodentin Junction during Cavity Preparation in the *Macaca fascicularis* Monkey. *Journal of Endodontics*, 14(7), 336-339. doi: 10.1016/S0099-2399(88)80194-8
- Goodis, H. E., White, J. M., Andrews, J., e Watanabe, L. G., (1989). Measurement of temperature generated by visible-light-cure lamps in an in vitro model. *Dental Materials*, 5(4), 230-234. doi: 10.1016/0109-5641(89)90066-3
- Goodis, H. E., White, J. M., Gamm, B., e Watanabe, L. G., (1990). Pulp chamber temperature changes with visible-light-cured composites in vitro. *Dental Materials*, 6(2), 99-102. doi: 10.1016/S0109-5641(05)80038-7

- Hanning, M. e Bott, B. (1999). In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dental Materials*, 15(4), 275-281. doi: 10.1016/S0109-5641(99)00047-0
- Hickey, D., Sharif, O., Janjua, F., e Brunton, P. A. (2016). Bulk dentine replacement versus incrementally placed resin composite: A randomized controlled clinical trial. *Journal of Dentistry*, 46, 18-22. doi: 10.1016/j.jdent.2016.01.011
- Hilton, T. J., Ferracane, J. L., e Broome, J. C. (2013). *Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry* (4ª edição).
- Hirata, R., Kabbach, W., De Andrade, O. S., Bonfante, E. A., Giannini, M., e Coelho, P. G. (2015). Bulk Fill Composites: Na Anatomic Sculpting Technique. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 27(6); 335-343. doi: 10.1111/jerd.12159
- Hofmann, N., Hugo, B., e Klaiber, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *European Journal of Oral Sciences*, 110(6), 471–479. doi: doi:10.1034/j.1600-0722.2002.21359.x
- Hussey, D. L., Biagioni, P. A., e Lamey, P.-J. (1995). Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *Journal of Dentistry*, 23(5), 267-271. doi: 10.1016/0300-5712(95)91149-H
- Ilie, N., e Hickel, R. (2011). Investigations on a Methacrylate-Based Flowable Composite Based on the SDR™ Technology. *Dental Materials*, 27, 348-355. doi: 10.1016/j.dental.2010.11.014
- Ilie, N., Bucuta, S., e Draenert, M. (2013a). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*, 38(6), 618–625. doi: 10.2341/12-395-L
- Ilie, N., Keßler, A., e Durner, J. (2013b). Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerization kinetics of bulk-fill resin based composites. *Journal of Dentistry*, 41(8), 695-702. doi: 10.1016/j.jdent.2013.05.008

- Ilie, N. e Stark, K. (2014). Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8), 977-985. doi: 10.1016/j.jdent.2014.05.012
- Jandt, K. D. e Mills, R. W. (2013). A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 29(6), 605-617. doi: 10.1016/j.dental.2013.02.003
- Kerr Corporation (2015a). SonicFill™2 Composite Material. Instructions for Use.
- Kerr Corporation (2015b). SonicFill™2 Composite Material. Material Safety Data Sheet. Disponível em <https://www.kerrdental.com/resource-center/sonicfill-2-us-sds>
- Kerr Corporation (2010). SonicFill™2 Handpiece. Disponível em <https://www.kerrdental.com/resource-center/sonicfill-handpiece-instructions-use>
- Knezević, A., Tarle, Z., Meniga, A., Sutalo, J., Pichler, G., Ristić, M. (2001). Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(6), 586-591. doi: 10.1046/j.1365-2842.2001.00709.x
- Knezević, A., Tarle, Z., Meniga, A., Sutalo, J., e Pichler, G. (2005). Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(5), 362-367. doi: 10.1111/j.1365-2842.2004.01418.x
- Kwon, S.-J., Park, Y.-J., Jun, S.-H., Ahn, J.-S., Lee, I.-B., Cho, B.-H., Son, H.-H., e Seo, D.-G. (2013). Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Restorative Dentistry e Endodontics*, 105-112. doi: 10.5395/rde.2013.38.3.105
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W., e Rueggeberg, F. A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled / transtooth and incremental-filled / occlusally irradiated composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 129-140. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60046-8
- Li, X., Pongprueksa, P., Van Meerbeek, B., e De Munck, J. (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *Journal of Dentistry*, 43(6), 664-672. doi: 10.1016/j.jdent.2015.01.002

- Leprince, J., Devaux, J., Mullier, T., Vreven, J., e Leloup, G. (2010). Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Operative Dentistry*, 35(2), 220-230. doi: 10.2341/09-203-L
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Hadis, M. A., Devaux, J., e Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*, 29(2), 139-156. doi: 10.1016/j.dental.2012.11.005
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., e Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8), 993-1000. doi: 10.1016/j.jdent.2014.05.009
- Lloyd, C. G., Joshi, A., e McGlynn, E. (1986). Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dental Materials*, 2(4), 170-174. doi: doi:10.1016/S0109-5641(86)80030-6
- Loney, R. W. e Price, R. B. T. (2001). Temperature Transmission of High-Output Light-Curing Units Through Dentin. *Operative Dentistry*, 26, 516-520. Disponível em <http://www.jopdentonline.org/doi/pdf/10.2341/1559-2863-26-5-1#page=94>
- Lynch, C. D., Opdam, N. J., Hickel, R., Brunton, P. A., Gurgan, S., Kakaboura, A., Shearer, A.C., e Vanherle, G. (2014). Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. *Journal of Dentistry*, 42(4), 377-383. doi: 10.1016/j.jdent.2014.01.009
- Masutani, S., Setcos, J. C., Schnell R. J., e Phillips, R. W. (1988). Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dental Materials*, 4(4), 174-178. doi: 10.1016/S0109-5641(88)80059-9
- McCabe, J. F. (1985). Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA). *Dental Materials*, 1(6), 231-234. doi: 10.1016/S0109-5641(85)80048-8

- Millen, C., Ormond, M., Richardson, G., Santini, A., Miletic, V., e Kew, P. (2007). A Study of Temperature Rise in the Pulp Chamber during Composite Polymerization with Different Light-Curing Units. *Journal of Contemporary Dental Practise*, 8(7), 29-37. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/5852996_A_study_of_temperature_rise_in_the_pulp_chamber_during_composite_polymerization_with_different_light-curing_units
- Mousavinasab, S.-M., Khoroushi, M., e Moharreri, M. (2012). Temperature Rise during Primer, Adhesive, and Composite Resin Photopolymerization of a Low-Shrinkage Composite Resin under Caries-Like Dentin Lesions. *International Scholarly Research Network Dentistry*, 1-8. doi: 10.5402/2012/198351
- Oberholzer, T.G., Makofane, M. E., Du Preez, I. C., e George, R. (2012). Modern High Powered Led Curing Lights and Their Effect on Pulp Chamber Temperature of Bulk and Incrementally Cured Composite Resin. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 20(2), 50-55. doi: 10.1922/EJPRD_1098George06
- Park, J., Chang, J., Ferracane, J., e Lee, I. B. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling?. *Dental Materials*, 24, 1501-1505. doi: 10.1016/j.dental.2008.03.013
- Park, S., Roulet, J., e Heintze, S. D. (2010). Parameters Influencing Increase in Pulp Chamber Temperature with Light-Curing Devices: Curing Lights and Pulpal Flow Rates. *Operative Dentistry*, 35 (3), 353-361. doi: 10.2341/09-234-L
- Pashley, D. H. (1991). Clinical correlations of dentin structure and function. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66, 777-781. doi: 10.1016/0022-3913(91)90414
- Price, R. B. T., Rueggeberg, F. A., Labrie, D., e Felix, C. M. (2010). Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 22(2), 86-101. doi: 10.1111/j.1708-8240.2010.00318.x

- Price, R. B., Labrie, D., Whalen, J. M. W., e Felix, C. M. (2011). Effect of Distance on Irradiance and Beam Homogeneity from 4 Light-Emitting Diode Curing Units. *Journal of the Canadian Dental Association*, 77 (b9). Disponível em: <http://www.jcda.ca/article/b9>
- Price, R. B., Shortall, A. C., e Palin, W. M. (2014). Contemporary Issues in Light Curing. *Operative Dentistry*, 39(1), 4-14. doi: 10.2341/13-067-LIT
- Price, R. B., Ferracane, J. L., e Shortall, A. C. (2015). Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. *Journal of Dental Research*, 1-8. doi: 10.1177/0022034515594786
- Ratih, D. N., Palamara, J. E. A., e Messer, H. H. (2007). Temperature change, dentinal fluid flow and cuspal displacement during resin composite restoration. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(9), 693-701. doi: 10.1111/j.1365-2842.2007.01764.x
- Rosatto, C. M. P., Bicalho, A. A., Veríssimo, C., Bragança, G. F., Rodrigues, M. P., Tantbirojn, D., Versluis, A., e Soares, C. J. (2015). Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of Dentistry*, 43(12), 1519-1528. doi: 10.1016/j.jdent.2015.09.007
- Rueggeberg, F. A. (2011). State-of-the-art: Dental photocuring – A Review. *Dental Materials*, 27, 39-52. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.021
- Saito, K., Ida-Yonemochi, H., Ushiki, T., e Ohshima, H. (2015). Responses of pulp vasculature after cavity preparation in rat molars. *Journal of Oral Biosciences*, 57(3), 157-164. doi: 10.1016/j.job.2015.05.003
- Smail, S. R., Patterson, C. J., McLundie, A. C., e Strang, R. (1988). In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite. *Journal of Oral Rehabilitation*, 15(4), 361-366. doi: 10.1111/j.1365-2842.1988.tb00169.x
- Swift, E. (2015). Critical Appraisal: Bulk-fill Composites, Part I. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(3), 176-179. doi: 10.1111/jerd.12162

- Tauböck, T. T., Zrinka, T., Marovicb, D., e Attin, T. (2015). Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: Effects on shrinkage force and monomer conversion. *Journal of Dentistry*, 43(11), 1358-1364. doi: 10.1016/j.jdent.2015.07.014
- Tosun, G., Usumez, A., Yondem, I., e Sener, Y. (2008). Temperature Rise under Normal and Caries-Affected Primary Tooth Dentin Disks during Polymerization of Adhesives and Resin-containing Dental Materials. *Dental Materials Journal*, 27(3), 466-476. doi: 10.4012/dmj.27.466
- Uhl, A., Völpe, A., e Sigusch, B. W. (2006). Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *Journal of Dentistry*. 34(4), 298-306. doi: 10.1016/j.jdent.2005.07.004
- Versluis, A., Douglas, W. H.; Cross, M., e Sakaguchi, R. L. (1996). Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses?. *Journal of Dental Research*, 75(3), 871-878. doi: 10.1177/00220345960750030301
- Wahbi, M., Aalam, F., Fatiny, F., Radwan, Eshan, I., e Al-Samadani, K. (2012). Characterization of heat emission of light-curing units. *The Saudi Dental Journal*, 24, 91-98. doi: 10.1016/j.sdentj.2012.01.003
- Yazici, A. R., Müftü, A., e Kugel, G. (2007). Temperature rise produced by different light-curing units through dentin. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8(7), 21-28. Disponível em http://www.jaypeejournals.com/eJournals/ShowText.aspx?ID=1812&Type=FREE&TYP=TOP&IN=_eJournals/images/JPLOGO.gif&IID=156&isPDF=YES
- Zach, L. e Cohen, G. (1965). Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*, 19(4), 515-530. doi: 10.1016/0030-4220(65)90015-0

IX. ANEXOS

Anexo I – Parecer da Comissão de Ética do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz (ISCSEM).

Comissão de Ética



Ex.ma Senhora
Maria Inês Tavares Martins

Monte de Caparica, 21 de janeiro de 2016.

Ex.ma Senhora,

Venho comunicar-lhe que o Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado "Variação da temperatura durante a fotopolimerização de novas resinas compostas Bulk-Fill", foi aprovado por unanimidade.

Com os melhores cumprimentos,

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz

Prof.ª. Doutora Maria Fernanda de Mesquita

Anexo II – Declaração de Autorização da Direção Clínica da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz para recolha de dentes do Banco de Dentes Humanos (BDH).



EGAS MONIZ

Declaração da Direção Clínica para cedência de dentes do BDH para realização do trabalho de projeto final do Mestrado Integrado de Medicina Dentária

Código: IMF.CDEM.04_00

IDENTIFICAÇÃO DO ESTUDANTE: Maria Inês Tavares Martins (número 109105)

TÍTULO DO TRABALHO: Variação da temperatura durante a fotopolimerização de novas resinas compostas *Bulk-Fill*

Excelentíssima Professora Doutora Fernanda de Mesquita – Presidente da Comissão de Ética,

O(a) aluno(a) Maria Inês Tavares Martins pode utilizar dentes 45 molares hígidos do Banco de Dentes Humanos (BDH) da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz (CDUEM).

Aguardo a aprovação da Comissão Científica e da Comissão de Ética, para cedência dos dentes.

Atenciosamente,

Com os melhores cumprimentos

Monte da Caparica, 10 de dezembro 2015

Direção Clínica

